



**FACULDADE DE DESPORTO**  
**UNIVERSIDADE DO PORTO**

## **Os Ajustes Posturais Antecipatórios em jogadores de futebol com Paralisia Cerebral**

Dissertação apresentada com vista à obtenção do 2º ciclo em Atividade Física Adaptada, da Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, ao abrigo da Lei nº 216/92 de 13 outubro.

**Orientador:** Prof. Doutor Leandro José Rodrigues Machado

**Co-orientador:** Mestre Raquel da Glória Teixeira de Carvalho

**Cláudia Isabel Martins Cardoso**

Porto, 21 outubro de 2016



Cardoso, C. I. M. (2016). Os Ajustes Posturais Antecipatórios em jogadores de futebol com Paralisia Cerebral. Porto: C. Cardoso. Dissertação de Mestrado apresentado à Faculdade de Desporto da Universidade do Porto.

**PALAVRA-CHAVE:** AJUSTES POSTURAIS ANTECIPATÓRIOS, PARALISIA CEREBRAL, ELETROMIOGRAFIA, CONTROLO POSTURAL, ATIVIDADE FÍSICA



## Agradecimentos

Este trabalho não teria sido concretizável sem a ajuda de todas as pessoas e instituições que nela participaram. Como forma de agradecimento por todo o tempo despendido e todo o apoio possível e imaginável, passo a enumerar os mesmos.

Ao professor Leandro Machado, orientador científico e à terapeuta Raquel Carvalho, coorientadora científica, por todo o apoio incansável, através do permanente acompanhamento, sugestões e revisões de texto, sem os quais o trabalho não estaria concluído.

Ao professor Vasco Ribeiro, por se ter facilitado a ponte de ligação com os atletas de futebol, para estes participarem no estudo.

À instituição da Associação de Paralisia Cerebral do Porto, em particular à terapeuta Ana Lages, por ter agilizado o recrutamento dos indivíduos para o grupo controlo.

À professora Sandra Oliveira, do *Wall Street English*, pelo tempo disponibilizado em me ajudar na tradução do resumo.

À minha família pela paciência, carinho, apoio, incentivo e compreensão ao longo destes dois anos de jornada até ao último minuto.

Aos amigos que não deixaram faltar apoio e motivação, para levar este objetivo até ao fim.

O meu muito obrigada, a todos os que referi e aos que possa não ter referido, mas de alguma forma ajudaram na realização deste projeto. Sem a vossa constante presença, não seria possível.



## Índice Geral

Índice de Figuras .....	IX
Índice de Quadros .....	XI
Resumo .....	XIII
Abstract.....	XV
Abreviaturas e Símbolos .....	XVII
1. Introdução .....	19
2. Revisão da Literatura .....	25
2.1) Paralisia Cerebral .....	27
2.1.1) Classificação .....	28
2.1.2) Classificação desportiva .....	30
2.2) Mecanismos do Controlo Postural.....	32
2.2.1) Manutenção do Controlo Postural e do Equilíbrio .....	34
2.3) Ajustes Posturais Precoces, Ajustes Posturais Antecipatórios e Respostas Posturais .....	35
2.4) Paralisia Cerebral e o Controlo Postural .....	37
2.5) Exercício físico na Paralisia Cerebral .....	39
2.6) A Biomecânica e Paralisia Cerebral .....	41
3. Objetivos e Hipóteses .....	45
3.1) Objetivo Geral .....	47
3.2) Objetivos Específicos .....	47
3.3) Hipóteses de trabalho .....	47
4. Materiais e Métodos .....	49
4.1) Descrição e caracterização da amostra .....	51
4.2) Estratégias metodológicas.....	52
4.3) Procedimentos Estatísticos .....	59

5. Resultados .....	61
5.1) Descrição da Força Vertical ( $F_{vt}$ ) .....	63
5.2) Descrição e Correlação entre a Força médio-lateral ( $F_{ml}$ ) e a ântero-posterior ( $F_{ap}$ ) .....	66
5.3) Descrição e Correlação entre o Centro de Pressão médio-lateral ( $CoP_{ml}$ ) e o Centro de Pressão ântero-posterior ( $CoP_{ap}$ ) .....	69
5.4) Descrição dos Rácios da Eletromiografia Tibial-Anterior com Solear (TA/SO) e Reto Femoral com Bíceps Femoral (RF/BF) .....	73
5.4.1) Análise no intervalo dos Ajustes Posturais Antecipatórios em diferentes momentos de avaliação .....	73
5.4.2) Análise dos dois intervalos dos Ajustes Posturais Antecipatórios no mesmo momento de avaliação .....	79
5.5) Correlação dos Rácios da Eletromiografia com o deslocamento no Centro de Pressão médio-lateral e ântero-posterior .....	82
6. Discussão de Resultados .....	85
7. Conclusão .....	93
7.1) Limitações e sugestões .....	96
8. Bibliografia .....	97
9. Anexo .....	CIX



## Índice de Figuras

Figura 1 – As ações posturais emergem de uma interação entre o indivíduo, a tarefa com suas demandas posturais inerentes e as restrições ambientais sobre as ações posturais .....	32
Figura 2. Exercício executado para recolha de dados.....	53
Figura 3 – Imagem do <i>Qualisys</i> e de um dos indivíduos em estudo, onde se podem ver os marcadores nas principais articulações.....	54
Figura 4 – elétrodos de EMG utilizados na recolha de dados.....	55
Figura 5 – Calçado utilizado por todos os indivíduos da amostra durante a fase de recolhas.....	55
Figura 6 – Indicação do início do movimento.....	56
Figura 7 – Representação dos intervalos dos APA (APA 1 [-250ms a -100ms] e APA 2 [-100ms a +50ms]) e dos EPA [-500ms a -400ms], assim como um exemplo gráfico do rácio da EMG.....	58
Figura 8 – Força Vertical ( $F_{vt}$ ) no membro em apoio no início da transferência de peso no M0 e M1.....	63
Figura 9 – Força Vertical ( $F_{vt}$ ) no membro em apoio no início de movimento no M0 e M1.....	65
Figura 10 – Correlação da $F_{ml}$ e $F_{ap}$ no membro em apoio no início da transferência de peso no M0.....	66
Figura 11 – Correlação da $F_{ml}$ e $F_{ap}$ no membro em apoio no início da transferência de peso no M1.....	67
Figura 12 – Correlação da $F_{ml}$ e $F_{ap}$ no membro em apoio no início do movimento no M0.....	68
Figura 13 – Correlação da $F_{ml}$ e $F_{ap}$ no membro em apoio no início do movimento no M1.....	69

Figura 14 – Correlação do $CoP_{ml}$ e $CoP_{ap}$ no membro em apoio no início da transferência de peso no M0.....	70
Figura 15 – Correlação do $CoP_{ml}$ e $CoP_{ap}$ no membro em apoio no início da transferência de peso no M1.....	71
Figura 16 – Correlação do $CoP_{ml}$ e $CoP_{ap}$ no membro em apoio no início do movimento no M0.....	72
Figura 17 – Representação do $CoP_{ml}$ e $CoP_{ap}$ no membro em apoio no início do movimento no M1.....	72
Figura 18 – Representação gráfica do rácio TA/SO no membro em apoio durante o intervalo dos APA 1 no M0 e M1.....	74
Figura 19 – Representação gráfica do rácio TA/SO no membro em apoio no intervalo dos APA 2 no M0 e M1.....	75
Figura 20 – Representação gráfica do rácio RF/BF no membro em apoio durante o intervalo dos APA 1 no M0 e M1.....	76
Figura 21 – Representação gráfica do rácio RF/BF no membro em apoio no intervalo dos APA 2 no M0 e M1.....	78
Figura 22 – Representação gráfica do rácio TA/SO no membro em apoio no intervalo dos APA 1 e no intervalo dos APA 2 no M0.....	79
Figura 23 – Representação gráfica do rácio TA/SO no membro em apoio no intervalo dos APA 1 e no intervalo dos APA 2 no M0.....	80
Figura 24 – Representação gráfica do rácio RF/BF no membro em apoio no intervalo dos APA 1 e APA 2 no M0.....	81
Figura 25 – Representação gráfica do rácio RF/BF no membro em apoio no intervalo dos APA 1 e APA 2 no M1.....	82

## **Índice de Quadros**

Quadro 1. Fatores de risco associados à Paralisia Cerebral.....	28
Quadro 2. Barreiras pessoais e ambientais e facilitadores da atividade física em crianças e adolescentes com PC.....	40
Quadro 3. Caracterização da amostra.....	51
Quadro 4 – Valores da $F_{vt}$ no membro em apoio no início de transferência de peso em M0 e M1.....	64
Quadro 5 – Valores da $F_{vt}$ no membro em apoio no início de transferência de peso em M0 e M1.....	65
Quadro 6 – Valores do rácio TA/SO no membro em apoio durante o intervalo dos APA 1 no M0 e M1.....	74
Quadro 7 – Valores do rácio TA/SO no membro em apoio no intervalo dos APA 2 no M0 e M1.....	75
Quadro 8 – Valores do rácio RF/BF no membro em apoio durante o intervalo dos APA 1 em M0 e M1.....	77
Quadro 9 – Valores do rácio RF/BF no membro em apoio no intervalo dos APA 2 em M0 e M1.....	78



## Resumo

Os Ajustes Posturais Antecipatórios (APA) são gerados pelo Sistema Nervoso Central para contrariar os efeitos mecânicos esperados da execução de uma ação futura próxima, de um modo de alimentação prévio (*feedforward*). Eles são descritos por uma ativação da musculatura postural pelo menos 250 ms antes de uma próxima perturbação previsível.

Este estudo tem como objetivo avaliar os APA durante o semi-passo, em sujeitos com Paralisia Cerebral com um quadro motor de hemiplegia. Pretende-se avaliar se a atividade física, neste caso o futebol, influencia nos APA e nas respostas posturais.

A amostra foi de conveniência constituída por 8 indivíduos com diagnóstico de paralisia cerebral, com idades compreendidas entre os 18 e os 40 anos. Foram divididos em dois grupos: grupo I foi constituído por 6 elementos praticantes de futebol e o grupo II por 2 elementos não praticantes de qualquer atividade desportiva. Registou-se a atividade eletromiográfica da musculatura postural distal (solear (SO) e tibial anterior (TA)) e proximal (reto-femoral (RF) e bíceps femoral (BF)) previamente ao semi-passo em dois intervalos -250ms a -100ms (APA 1) e entre -100ms e +50ms (APA 2), tendo-se de seguida calculando os rácios entre os músculos agonistas/antagonista.

Os procedimentos estatísticos utilizados incluíram a estatística descritiva, os testes de *Mann-Whitney* e *Wilcoxon* e o coeficiente de correlação de *Spearman*. O nível de significância foi afixado em  $\alpha = 0,05$ .

Dos resultados obtidos salientam-se as diferenças significativas, no intervalo dos APA 1 no primeiro momento de avaliação (M0), entre os dois grupos no rácio do TA com SO, onde os atletas ativam predominantemente o músculo TA e os controlos o SO. Também se obtiveram, diferenças significativas no rácio do RF com o BF dentro do grupo dos atletas do momento M0 para M1 nos APA 1, onde aumentaram a atividade do RF. Quanto às correlações nas forças médio-lateral e ântero-posterior estas rondaram valores negativos entre moderado e forte e no caso dos centros de pressão médio-lateral e ântero-posterior, obtiveram-se correlações de valores positivos, mas fracos.

Concluimos que a prática desportiva, mesmo em patologia, causa modificações na atividade muscular e nos ajustes posturais antecipatórios.

**PALAVRA-CHAVE:** AJUSTES POSTURAIS ANTECIPATÓRIOS, ATIVIDADE FÍSICA, CONTROLO POSTURAL, ELETROMIOGRAFIA, PARALISIA CEREBRAL

## Abstract

The Anticipatory Postural Adjustments (APA) are generated by the Central Nervous System to contradict the expected mechanical effects of the execution of a near future action, in a feedforward way. They are described by an activation of the upper body and lower limbs muscles at least 250 ms before a predictable consecutive disturbance.

The goal of this study is to evaluate the APAs during half-step, in subjects with Cerebral Palsy in a motor frame of hemiplegia. We intend to evaluate if the physical activity, soccer in this case, influences the APAs and postural responses.

The sample was, by convenience, composed of 8 individuals diagnosed with cerebral palsy with an age range between 18 and 40 years old. They were divided into 2 groups: group I was composed of 6 individuals who practise soccer and group II was composed of 2 individuals who do not practise any sports activity. The electromyographic activity of the distal postural muscles (soleus (SO) and tibialis anterior (TA)) and proximal (rectus femoris (RF) and biceps femoris (BF)) was registered previously to the half-step in two intervals -250ms to -100ms (APA 1) and between -100ms and +50ms (APA 2), with the ratios between the agonist/ antagonist muscles being calculated afterwards.

The statistical procedures used included descriptive statistics, the *Mann-Whitney* and *Wilcoxon* tests and the correlation coefficient. The significance level was set at  $\alpha = 0,05$ .

From the obtained results, one should stress the significant differences, in the interval of the APA 1 in the first evaluation moment (M0), between the two groups in the TA to SO ratio, where the athletes activate mainly the TA muscle and the controls the SO. Significant differences have also been obtained in the RF to BF ratio within the group of athletes from moment M0 to M1 in the APA1, where they increased the activity of the RF. In what comes to the correlations in the mediolateral and the anteroposterior forces, they displayed moderate to strong negative values and in the case of the mediolateral and anteroposterior pressure centres, weak correlations of positive values have been found.

It has been concluded that sports practice, even in pathology, causes changes in muscular activity and in the postural anticipatory adjustments.

**KEY WORDS:** POSTURAL ANTICIPATORY ADJUSTMENTS, PHYSICAL ACTIVITY, POSTURAL CONTROL, ELECTROMYOGRAPHY, CEREBRAL PALSY



## Abreviaturas e Símbolos

APA – Ajustes Posturais Antecipatórios

APCs – Ajustes Posturais Compensatórios

APPC – Associação Portuguesa de Paralisia Cerebral

AVC – Acidente Vascular Cerebral

BF – Bíceps Femoral

CM – Centro de Massa

CoP – Centro de Pressão

CoP<sub>ml</sub> – Centro de Pressão médio-lateral

CoP<sub>ap</sub> – Centro de Pressão ântero-posterior

FADEUP – Faculdade de Desporto da Universidade do Porto

F<sub>ap</sub> – Força ântero-posterior

F<sub>ml</sub> – Força médio-lateral

FRS - Forças de Reação do Solo

F<sub>vt</sub> – Força vertical

EMG – Eletromiografia

EPA – Ajustes Posturais Precoces

GL – Gastrocnémio Lateral

GMFCS – *Gross Motor Function Classification System*

PC – Paralisia Cerebral

QI – Quociente de Inteligência

RF – Reto Femoral

SENIAM – *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*

SO – Solear

SNC – Sistema Nervoso Central

TA – Tibial Anterior

TT – Tibiotársica



## 1. Introdução

---



A Paralisia Cerebral (PC) resulta num déficit motor e de controlo postural consequência de uma lesão no cérebro em desenvolvimento. O distúrbio pode ser mais ou menos grave dependendo do momento em que ocorre a lesão, do local e da gravidade dos problemas associados (Colver et al., 2014).

Indivíduos com PC tendem a ter baixos níveis de atividade física. Esta, tal como a população em geral, quando praticada por indivíduos com PC, pode ser benéfica para a saúde (tanto física como psicossocial), nomeadamente no que implica em ganhos em termos de aumento da estrutura óssea, condicionamento cardiorrespiratório e muscular (Piyapa Keawutan et al., 2014).

Contudo, durante a revisão bibliográfica, pode verificar-se que há poucos estudos que evidenciem o benefício da atividade física em indivíduos com PC, principalmente, no que diz respeito ao desenvolvimento do controlo postural e em idade adulta.

O controlo postural (CP) é considerado uma habilidade motora complexa derivado da interação de vários processos sensório-motores. Os dois principais objetivos funcionais do CP são a orientação postural e o equilíbrio postural. A capacidade para manter a posição ortostática nos mais diversos contextos evidencia que o sistema de CP é adaptativo à exigência da tarefa pedida (Vuillermea et al., 2002).

A manutenção do equilíbrio pressupõe a existência de uma estratégia de movimento que seja efetiva no controlo do centro de massa (CM). Na iniciação da marcha, as alterações das condições de suporte requerem uma adaptação da atividade muscular por parte dos membros inferiores, no sentido de manter a postura e controlar o CM de forma a manter o equilíbrio (Mille et al., 2005). Essas alterações na atividade muscular ocorrem a nível dos músculos posturais e surgem antecipadamente ao movimento voluntário, pelo que se denomina como mecanismo de *feedforward*, que se manifesta através dos ajustes posturais antecipatórios (APA) (Aruin & Latash, 1996). Estes têm como objetivo manter a estabilidade e o equilíbrio, através das oscilações do centro de pressão (COP) de forma a manter o CM dentro da base de suporte. Alterações do equilíbrio e

do controlo postural podem induzir respostas inadequadas às perturbações resultando na maioria das vezes em limitações funcionais (Mille et al., 2005).

Sabendo que a inatividade e as limitações funcionais que estão associadas aos quadros de PC estão diretamente relacionados com o controlo postural e que alguns estudos comprovam que a estabilidade pode ser melhorada através da prática de exercício físico, o presente trabalho tem como objetivo avaliar os APA em indivíduos com PC que pratiquem atividade física. De forma a verificar se a prática da mesma desenvolve as capacidades do controlo postural diminuindo as incapacidades que a própria patologia acarreta.

No sentido de responder à finalidade do estudo, o trabalho foi estruturado da seguinte forma:

1º Capítulo: Contém uma descrição resumida do estado do conhecimento na área a qual se refere o estudo, a pertinência do mesmo e a justificação do tema.

2º Capítulo: Encontra-se uma revisão da literatura sobre Controlo Postural e Equilíbrio, os Ajustes Posturais Antecipatórios e Respostas Posturais, passando por uma abordagem sobre a atividade física na PC e respetivos benefícios na patologia, terminando com uma parte dedicada à biomecânica e alguns estudos realizados na área relacionados com a PC.

3º Capítulo: Apresentação dos objetivos do estudo assim como as respetivas hipóteses formuladas decorrentes desses objetivos.

4º Capítulo: Descreve os materiais e métodos utilizados para a concretização do estudo, caracterizando-se a amostra, as estratégias metodológicas e os procedimentos estatísticos.

5º Capítulo: Reporta-se à apresentação e análise dos resultados obtidos.

6º Capítulo: Apresenta a discussão dos respetivos resultados, interpretando-os e comparando-os com resultados de outros autores.

7º Capítulo: Apresentação das principais conclusões do estudo.

Anexos: contém os anexos necessários para o desenvolvimento do estudo.





## **2. Revisão da Literatura**

---



## Revisão da Literatura

### 2.1) Paralisia Cerebral

A PC foi descrita pela primeira vez em 1862 e inicialmente foi chamada de doença de *Little*. Foi descrita como um distúrbio que afetava crianças no primeiro ano de vida e que estava ligado a uma falta de oxigênio durante o parto. Mais tarde, em 1897, Sigmund Freud sugeriu que a PC podia surgir no desenvolvimento do cérebro ainda na vida intrauterina. A asfixia durante o parto foi pensada como sendo a causa da PC até a década de 1980 (Accardo, 1982). Já na década, Lockette & Keyes (1994) afirmaram que o conceito de PC envolvia um grupo de condições médicas e físicas onde o movimento voluntário e o controle motor se realizam com dificuldade. Segundo, Kuban & Leviton (1994) a PC era um termo usado para abranger uma variedade de desordens motoras que têm origem no desenvolvimento embrionário e da criança. Para Bobath (1994), Burns & MacDonalds (1999), Andrada (2003) e Smith (2004) a PC é uma lesão não progressiva do cérebro muitas vezes mutável, secundária a uma lesão cerebral que ocorre nos estádios precoces do desenvolvimento da criança.

Recentemente, o Comitê Executivo Internacional para a Definição de Paralisia Cerebral, propôs a seguinte definição: “A PC descreve um grupo de doenças permanentes do desenvolvimento do movimento e postura, causando limitação da atividade, que são atribuídas a distúrbios não-progressivos que ocorreram em o cérebro fetal ou infantil em desenvolvimento. Os distúrbios motores de PC são frequentemente acompanhadas de distúrbios da sensação, percepção, cognição, comunicação e comportamento, pela epilepsia, e por problemas músculo-esqueléticos secundários” (Colver et al., 2014).

Epidemiologicamente, segundo o estudo de Colver et al. (2014), mostra que há uma prevalência de 2.0 a 3.5 por cada 1000 nascidos. A prevalência da PC é inversamente associada com a idade gestacional e o peso ao nascer variando de 90 casos por cada 1000 nascimentos com peso inferior a 1000 gramas e de 1 a 5 casos por cada 1000 nascimento com o peso igual ou superior a 2500 gramas. O limite superior de idade usado para definição de PC pós-

neonatal é arbitrária, mas na maioria dos estudos é considerado de 5 anos (Colver et al., 2014).

A PC pode resultar de uma ou mais etiologias durante um dos três estádios: no pré-natal, no perinatal, ou períodos de tempo pós-natal. No quadro 1, podem encontrar-se de forma explícita todas as condições que podem levar à patologia conforme o estadio que esteja em causa (Jones et al., 2007; Reddihough & Collins, 2003).

Quadro 1. Fatores de risco associados à Paralisia Cerebral		
Pré-natal	Perinatal	Pós-natal
Hipoxia Desordens Genéticas Desordens Metabólicas Múltipla gestação Infeções intrauterinas Desordens Trombofílicas Exposição teratogénica Corioamnionite Febre materna Exposição a toxinas Malformação nas estruturas do cérebro Restrição do crescimento intrauterino Trauma abdominal Insulto Vascular	Asfixia Prematuro antes das 32 semanas ou < 2500gr Incompatibilidade de sangue Infeção Apresentação fetal anormal Deslocamento da placenta	Asfixia Convulsões dentro de 48 horas durante o nascimento Enfarte cerebral Hiperbilirubinemia Sepsis Síndrome do desconforto respiratório / doença pulmonar crónica Meningite Esteroides pós-natal Hemorragia interventricular Leucomalácia periventricular Lesão na cabeça

Retirado de: (Jones et al., 2007)

### 2.1.1) Classificação

A PC é uma desordem heterogénea que possui diferentes padrões de movimentos característicos, em que estes variam segundo a sua qualidade de tónus postural, a distribuição do tónus postural e, ainda, segundo o seu grau de envolvimento em ligeiro, moderado ou severo (O'Shea, 2008).

O desenvolvimento de classificações de PC tem sido problemático, e têm sido descritos na literatura muitos sistemas de classificação. Cada sistema de classificação foi destinado a uma ou várias finalidades, entre as quais se destaca a descrição clínica de distúrbios motores, encontrar associações entre os tipos clínicos e etiologia, estudos epidemiológicos e de intervenção terapêutica. A maioria das avaliações baseia-se no dano à estrutura e funções do corpo, se usarmos os termos da Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (Robaina-Castellanos et al., 2007).

Todas as classificações apresentam categorias fisiopatológicas onde se incluem a espasticidade, a discinesia e a ataxia, onde a terminologia varia. A maioria das classificações também reconhecem as formas mistas. As classificações diferem principalmente no número de subtipos reconhecidos entre os pacientes com movimentos discinéticos involuntários extrapiramidais, ou na terminologia utilizada para descrever a distribuição topográfica em pacientes com espasticidade (Robaina-Castellanos et al., 2007).

A classificação topográfica da PC pode ser de monoplegia, hemiplegia, diplegia e tetraplegia; monoplegia (um membro afetado) é relativamente rara. Na maioria dos estudos, diplegia (predomínio dos membros inferiores afetados) é a forma mais comum rondando os 30% - 40%, hemiplegia (hemicorpo afetado) é 20% - 30%, e tetraplegia (quatro membros afetados com predomínio dos membros superiores) representando 10% - 15%. Sendo os restantes 15% relativos às ataxias (Sankar & Mundkur, 2005).

Com esta variabilidade, Palisano et al. (1997) sentiu a necessidade de criar uma escala que permitisse um diagnóstico fiável e o mais concreto possível da patologia, sendo que está validado para vários países, incluindo Portugal por Andrade, et al. (2007), e é mundialmente conhecida como *Gross Motor Function Classification System* (GMFCS).

O GMFCS para a PC tem por base o movimento auto-iniciado com ênfase no sentar, transferências e mobilidade. Segundo Palisano et al. (2008) na definição do sistema de classificação de cinco níveis, o primeiro critério foi que as distinções entre níveis teriam significado na vida diária. As distinções são

baseadas nas limitações funcionais, na necessidade de utilização de dispositivos auxiliares de locomoção (andarilhos, canadianas, bengalas) ou cadeiras de rodas, e em menor extensão, na qualidade do movimento. As distinções entre os Níveis I e II não são tão evidentes como as distinções entre os outros níveis, particularmente nas crianças com menos de dois anos.

A finalidade do GMFCS é determinar qual o nível que melhor representa as atuais competências e limitações na função motora global específica para a idade, isto é, permite estabelecer o grau de severidade. A escala GMFCS descreve as características funcionais em cinco níveis, de I a V, avaliados em intervalos de idades diferentes: até 2 anos, 2-4 anos, 4-6 anos, e entre 6 a 12 anos. Sendo que o nível I representa uma criança que anda sem limitações; o nível II que anda com limitações; nível III uma criança que se desloca com um dispositivo auxiliar de locomoção; nível IV uma criança com auto-mobilidade com limitações e pode até usar tecnologia de apoio com motor; e nível V uma criança que é transportada numa cadeira de rodas normal (Sankar & Mundkur, 2005).

A ênfase é dada ao desempenho habitual em casa, na escola e em espaços da comunidade (ou seja, aquilo que fazem), em vez daquilo que é conhecido serem capazes de fazer no seu melhor (capacidade). Portanto, é importante classificar o desempenho atual na função motora global e não incluir juízos sobre a qualidade do movimento ou prognósticos para melhoria (O'Shea, 2008; Palisano et al., 2008).

### **2.1.2) Classificação desportiva**

Visto que uma das variáveis deste estudo envolve o futebol, é de igual importância falar sobre a classificação que é mundialmente reconhecida de forma a ir de encontro aos objetivos do estudo.

A *Cerebral Palsy International Sports and Recreation Association* (CPISRA, 2011) é a entidade responsável pelo regulamento e regras do desporto na Paralisia Cerebral.

A CPISRA defende o ideal que num mundo onde as pessoas que têm PC ou uma condição neurológica relacionada têm a oportunidade de participar da atividade desportiva e recreativa de sua escolha. Sendo que atribuiu como missão promover e desenvolver os meios pelos quais as pessoas em todo o mundo podem ter acesso a oportunidades de participação em atividades desportivas e recreativas. Pretendem procurar aumentar o número de membros nacionais e promover com e através deles o valor do desporto e lazer para aqueles com PC ou uma condição neurológica relacionada.

A CPISRA quer continuar a trabalhar dentro do movimento Paraolímpico Internacional para assegurar que aqueles a quem servem não ficam em desvantagem no palco desportivo do mundo. Nesta sequência de ideias a CPISRA desenvolveu um sistema de classificação de forma a tornar a prática desportiva o mais equitativo possível, dentro de toda a diversidade que a PC pode ter, para dar igual oportunidade às pessoas de praticarem desporto com outras pessoas com características semelhantes.

O sistema de classificação tem na classe 1 indivíduos com maiores dificuldades e na classe 8 os indivíduos com menores dificuldades. No que diz respeito à prática de futebol, de acordo com a regulamentação da CPISRA apenas podem participar na modalidade indivíduos classificados da classe 5 à 8. A CPISRA tem como base a lesão neurológica do jogador atribuindo-lhe a classe respetiva (Kloyiam et al., 2011).

De forma a facilitar a compreensão sobre a classificação, será feito uma breve explicação sobre as características que cada jogador reúne dentro de cada classe, segundo as regras da CPISRA (2009).

Dentro da classe 5 estão os indivíduos com hipertonciedade ou espasticidade em ambos os membros inferiores e até certo grau em ambos os membros superiores. Os jogadores têm dificuldade em correr, rodar e parar por causa da falta de controlo dos membros inferiores.

Quanto à classe 6 encontram-se indivíduos com problemas de coordenação e equilíbrio nos quatro membros e no tronco. Os jogadores da classe 6 tipicamente têm dificuldades a driblar a bola quando correm, aceleram ou param.

A classe 7 é designada “atletas com hemiplegia”, ou seja, com apenas um lado do corpo afetado, o que obriga os jogadores a caminhar e a correr claudicando. No lado lesado, o atleta pode ter problemas de equilíbrio, por isso muitas vezes a perna mais afetada é usada para chutar a bola.

Por fim, na classe 8 estão os indivíduos que tem um envolvimento mínimo de um dos membros. Esta é a classe desportiva que descreve a deficiência mínima elegível para o Futebol de Sete. O observador talvez não se aperceba do impacto da deficiência quando vê o atleta correr ou dominar a bola. Porém, contrações musculares involuntárias e hesitação antes de movimentos explosivos constituem, de facto, limitações da atividade, em comparação com jogadores não deficientes.

## 2.2) Mecanismos do Controlo Postural

Supõe-se que a capacidade de controlar a posição do corpo no espaço surge da complexa interação entre os sistemas músculo-esqueléticos e neural, a tarefa e o ambiente, denominando-se por controlo postural.

O CP é considerado uma habilidade motora complexa derivado da interação de vários processos sensório-motores. Os dois principais objetivos funcionais do CP são a

orientação postural e o equilíbrio postural. A orientação postural envolve o controlo ativo de alinhamento corporal em relação à gravidade, à superfície de apoio, ao ambiente visual e às referências internas. O equilíbrio postural envolve a coordenação de estratégias sensoriomotoras para estabilizar o CM do corpo durante o início do movimento e nos distúrbios na estabilidade postural (Horak, 2006).

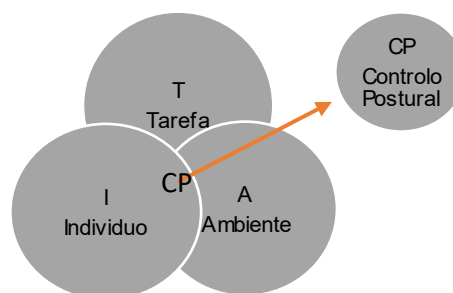


Figura 1 – As ações posturais emergem de uma interação entre o indivíduo, a tarefa com suas demandas posturais inerentes e as restrições ambientais sobre as ações posturais. Adaptado Shumway-Cook & Woollacott (2010)



O CP envolve o controle da posição do corpo no espaço, para o objetivo duplo de estabilidade e orientação. A orientação postural é definida como a capacidade de manter uma relação adequada entre os segmentos do corpo e entre o corpo e o ambiente, para uma determinada tarefa (Figura 1) (Horak, 2006).

O termo postura é frequentemente usado para descrever o alinhamento biomecânico do corpo e a orientação do corpo em relação ao ambiente. Na maioria das tarefas funcionais, mantemos a orientação vertical do corpo. No processo de orientação vertical, recrutamos referências sensoriais múltiplas através de diferentes sistemas, incluindo a gravidade (sistema vestibular), a superfície de apoio (sistema somatossensorial) e a relação do nosso corpo com os objetos existentes no ambiente (sistema visual) (Shumway-Cook & Woollacott, 2010).

A estabilidade postural é a capacidade de manter o corpo em equilíbrio. Um sistema estável é aquele no qual o movimento não é significativamente alterado a partir da trajetória desejada, mesmo quando submetido a perturbações. Um objeto é considerado estável quando o CM é mantido sobre a sua base de apoio. O CM é definido como o ponto que está no centro total da massa corpórea total. A base de apoio é definida como a área do objeto que está em contato com a superfície de apoio. A projeção vertical do CM é geralmente definida como centro de gravidade (CG) (Shumway-Cook & Woollacott, 2010). A estabilidade postural é, portanto, definida como a capacidade de manter o CM projetado dentro dos limites da base de suporte, sendo esta mutável de acordo com a tarefa, a biomecânica individual e os diversos aspetos do ambiente. O CP para a estabilidade e a orientação requer a percepção e a ação. Sendo assim, o CP exige uma interação complexa entre os sistemas músculo-esquelético e neural (respostas antecipatórias).

Os aspetos antecipatórios do CP preparam o sistema sensorial e motor para as respostas posturais, com base na experiência e na aprendizagem. Existem dois mecanismos que controlam toda a ação para a manutenção da postura e execução do movimento dentro dos limites de estabilidade. Um deles

é denominado por *feedforward*, que utiliza a informação sensorial de forma antecipatória ao movimento e para a avaliação após o movimento. O outro é conhecido como *feedback*, onde a informação sensorial dá início e desempenha um papel direto na coordenação do movimento e no controlo da perturbação causada por esse mesmo movimento. Ambos os mecanismos participam no CP, que adiante será descrito de forma mais detalhada.

### **2.2.1) Manutenção do Controlo Postural e do Equilíbrio**

A manutenção da postura e da capacidade de se mover no meio ambiente depende quer do equilíbrio quer da capacidade de orientação. Para alcançar o equilíbrio, a projeção do centro de gravidade deve manter-se perpendicular ao centro de base de sustentação. Isto é conseguido através da integração da informação recebida dos órgãos sensoriais e através da execução de movimentos coordenados e sincronizados (Massion, 1992). Cada órgão sensorial fornece ao SNC informações específicas sobre a posição e o movimento do corpo. Portanto, cada um deles fornece uma diferente estrutura de referência para o CP (Gurfinkel & Levick, 1991). No caso das informações visuais, há evidências que sugerem que o estímulo periférico é mais importante para o controlo da postura (Forgas, 1987). Os dados visuais são uma fonte importante de informações para o controlo postural. Contudo, o sistema visual por si só não é eficaz no CP, daí a importância dos restantes sistemas. O sistema somatossensorial fornece ao SNC informação sobre a posição e o movimento do corpo, em referência às superfícies. Além disso, as informações somatossensoriais de todo o corpo informam sobre a relação de diferentes segmentos do corpo uns com os outros. As informações oriundas do sistema vestibular também são fontes poderosas de informação para o controlo postural. O sistema vestibular fornece ao SNC informações sobre a posição e os movimentos cefálicos em relação às forças de gravidade e da inércia, oferecendo uma estrutura de referência gravitacional para o controlo postural.

Vivemos num ambiente que se modifica constantemente. A adaptação do uso dos nossos sentidos para o controlo postural é um aspeto essencial da

conservação da estabilidade, numa ampla variedade de ambientes. As informações aferentes, importante para o CP, são processadas por muitos sistemas (Shumway-Cook & Woollacott, 2010).

### **2.3) Ajustes Posturais Precoces, Ajustes Posturais Antecipatórios e Respostas Posturais**

A literatura sugere haver três componentes de CP (Ajustes Posturais Precoces, Ajustes Posturais Antecipatórios, e Ajustes Posturais Compensatórios) que podem ser observados durante a execução de uma tarefa.

Na década de 1960, os cientistas russos foram os primeiros a explorar a forma pela qual utilizamos a postura de uma maneira antecipatória, a fim de estabilizar a execução dos nossos movimentos. Estes verificaram que na posição de pé quando erguemos ambos os membros superiores, os músculos posturais (membro inferior e tronco) são ativados. Observaram também que os padrões de ativação dos músculos posturais são ativados em duas partes. A primeira parte é uma fase preparatória, na qual os músculos posturais (por exemplo o Solear) são ativados 50ms antes dos músculos tônicos (como por exemplo o Tibial Anterior), a fim de compensar antecipadamente os efeitos desestabilizadores do movimento. A segunda parte é uma fase de compensação, denominada pelos ajustes posturais compensatórios (APC), na qual os músculos posturais são novamente ativados após os músculos tônicos, de forma a estabilizar ainda mais o corpo. Concluíram também que a sequência dos músculos posturais ativados e, conseqüentemente, a forma de preparação para o movimento dependia da tarefa em si (Massion, 1992).

É de acrescentar que as respostas posturais estão dependentes não só da tarefa, mas também da velocidade e/ou amplitude de perturbação. Assim como, a amplitude da resposta muscular é associada à nossa expectativa em relação ao tamanho do evento (Shumway-Cook & Woollacott, 2010).

Os APA estão associados com a ativação ou inibição do tronco e membros inferiores, onde o seu papel é o de minimizar as consequências

negativas de uma perturbação postural prevista (Massion, 1992). O segundo tipo de ajuste na atividade dos músculos posturais lida com as perturbações reais de equilíbrio, e é denominado como respostas posturais compensatórias (ACP). ACP, em geral, não podem ser previstos e são iniciadas pelos sinais de *feedback* sensoriais. Por conseguinte, há uma clara diferença entre as funções de APA e APC: APC servem como um mecanismo de restauração da posição do CM após uma perturbação que já ocorreu. Enquanto, que a função de APA é reduzir o efeito das perturbações do corpo com correções por antecipação (Aruin & Latash, 1996; Massion, 1992; Santos et al., 2010a).

Aruin & Latash (1996) demonstraram que a magnitude dos APA depende da direção e a magnitude de uma perturbação, bem como a estabilidade do corpo, daí só ocorrer no membro que está em contacto com o solo (Aruin et al., 1998).

As características dos ajustes posturais precoces (do inglês *Early Postural Adjustments* - EPA) em seres humanos, que se manifestam como um aumento na força de reação vertical no solo em ambos os pés e num deslocamento do CoP, foram descritos por vários autores durante o início da marcha (Timmann & Horak, 2001), e durante outras tarefas dos membros inferiores (Béraud & Gahéry, 1995).

Os EPA são observados cerca de -500ms a -400ms antes do início de um movimento voluntário ou uma perturbação externa esperado (Krishnan et al., 2011; Krishnan, Latash, et al., 2012).

Quando uma pessoa se prepara para fazer uma ação, por exemplo, para efetuar um semi-passo, os ajustes posturais são vistos várias centenas de milissegundos antes da intensificação da força vertical do pé de apoio (Lepers & Breniere, 1995; Wang et al., 2006), o que é muito mais cedo do que os APA que estamos habituados a ver descritos em diversos estudos. A finalidade de tais ajustes posturais precoces parece ser o de garantir as condições mecânicas adequadas para a ação planeada. Em particular, antes da iniciação do semi-passo, tais ajustes incluem deslocamento do CoP para trás e lateral no pé de

apoio. Na maioria dos estudos mencionados, esses ajustes também foram sempre designados como APA (Krishnan, Latash, et al., 2012).

Podemos afirmar que os EPA e os APA representam mudanças nos padrões de ativação muscular que são produzidos pelo SNC, em antecipação de uma perturbação (e/ou de uma ação). Podemos encontrar isto através de alguns autores, onde os EPA refletem processos de planeamento motor ou de preparação do corpo para a ação planeada e/ou uma perturbação esperada (Bertucco et al., 2013; Krishnan et al., 2011; Krishnan, Latash, et al., 2012).

A literatura anterior relata que os APC estão dependentes da direção e magnitude da perturbação e sobre as dimensões da base de apoio (Horak & Nashner, 1986), a previsibilidade das características de perturbação (Burleigh & Horak, 1996), instruções (McIlroy & Maki, 1993) e envolvimento de uma tarefa secundária, como segurar um objeto nas mãos (Bateni et al., 2004). Podemos dizer que nestes estudos os APC têm sido descritos como estratégia da tibiotársica ou da anca.

## **2.4) Paralisia Cerebral e o Controlo Postural**

Estudos realizados anteriormente demonstraram que os ajustes específicos necessários para a recuperação postural sentado são preservados em crianças, com idades compreendidas entre 2 anos e 12 anos, com PC ligeira a moderada. No entanto, quando a postura sentada é perturbada, as crianças com PC severa exibem padrões de ativação de proximal para distal e de co-ativação excessiva dos músculos antagonistas quando comparado com crianças com PC leve (Carlberg & Hadders-Algra, 2005). Assim, a co-ativação de músculos posturais parece ser específica dessas crianças. Segundo o estudo de Saavedra et al. (2010), crianças com PC também exibem mais oscilações de cabeça do que as crianças sem PC, mesmo quando é fornecido suporte de tronco.

Estes padrões de respostas neuromusculares podem estar relacionadas com a menor ativação muscular na articulação do tornozelo verificado em

crianças com PC quando na postura ereta (Ferdjallah et al., 2002). A reduzida estabilidade em crianças com diplegia espástica leva à sua incapacidade para aumentar a amplitude das contrações musculares quando a perturbação da base de apoio é aumentada. Em crianças com desenvolvimento motor típico a resposta muscular aumenta com o aumento o nível de perturbação, o mesmo não acontece com as crianças com diplegia espástica (Roncesvalles et al., 2002).

Estudos utilizando uma plataforma móvel para perturbar o equilíbrio de crianças com PC classificadas como níveis de GMFCS I, II e III descobriram que crianças com hemiplegia espástica e diplegia levam muito mais tempo para recuperar a estabilidade e mover o CoP na recuperação do equilíbrio, comparativamente a crianças com desenvolvimento típico (Chen & Woollacott, 2007). A deslocação do CoP é vista, como inversamente relacionada com a automaticidade do CP, o que sugere que o CP é menos automático para crianças com PC (Donker et al., 2008; Roerdink et al., 2006).

No que diz respeito à marcha e equilíbrio foram encontrados dados significativos que comprovam a diferença entre crianças com PC e crianças com desenvolvimento motor típico (Burtner et al., 1998). Fala-se que o recrutamento do antagonista auxilia na estabilização das articulações para maior controlo postural, isto é uma tentativa de co-ativação para aumentar a estabilidade postural. Berger et al. (1984), sugeriram que a co-ativação da musculatura do membro inferior durante a fase de apoio da marcha fornece um mecanismo de apoio para o peso corporal durante a marcha para maior controlo do equilíbrio. Segundo Burtner et al. (1998) em crianças com PC há um aumento do recrutamento dos músculos antagonistas, sendo consistentes com os seus estudos em que demonstram que a ativação não seletiva dos músculos antagonistas é uma característica comum em crianças com PC durante a marcha.

## **2.5) Exercício físico na Paralisia Cerebral**

A atividade física pode ser definida como “qualquer movimento corporal produzido pelos músculos esqueléticos que resulta em gasto energético” (Caspersen et al., 1985). Há quatro componentes na atividade física, ou seja, modo, intensidade, duração e frequência (Warburton et al., 2009). O modo ou tipo de atividade física tem muitas formas, incluindo aeróbica, força, flexibilidade e equilíbrio (Warburton et al., 2009; WHO, 2010). A intensidade é normalmente dividida em intensidade sedentária, leve, moderada ou vigorosa. A duração é geralmente expressa em minutos. Frequência refere-se a quantas vezes uma pessoa exerça atividade física e é geralmente expressa como dias por semana (Keawutan et al., 2014).

Pessoas com PC podem precisar de níveis de atividade física mais elevados para manter os resultados recomendados para a população em geral para compensar o declínio da função que é o resultado do envelhecimento natural e mudanças relacionadas à sua condição (por exemplo, contraturas, dor, mobilidade reduzida, espasticidade) (Gaskin & Morris, 2008).

Estudos têm demonstrado que os adultos com PC geralmente passam por uma variedade de problemas na condição física e declínio funcional que é mais rápido do que para pessoas da população em geral à medida que envelhecem. Há poucos estudos sobre os aspectos psicossociais da PC, no entanto, e algumas dessas pesquisas tem tido resultados ambíguos. Investigações da saúde sobre o fatores psicossociais e os benefícios do exercício físico nos adultos com PC, são potenciais variáveis de interesse para estudo (Gaskin & Morris, 2008).

A manutenção da atividade física é especialmente importante para as crianças com deficiências físicas, como por exemplo na PC, pois a sua condição pode interferir com as atividades diárias. Crianças com PC têm níveis mais baixos de aptidão física quando comparadas com crianças com desenvolvimento motor típico, e mostram uma diminuição da sua atividade física com o aumento da perda de mobilidade. Os baixos níveis de atividade física podem levar a níveis reduzidos de *fitness* e uma maior deterioração da mobilidade, resultando num ciclo vicioso de descondicionamento e diminuição de capacidade física. É

importante desde logo integra-las num programa de atividade física para evitar que as crianças em idade escolar com PC se tornem ainda menos ativas durante a adolescência e por sua vez ter ainda mais limitações na sua vida diária quando adultas (Wely et al., 2014).

Verschuren; et al. (2012) na sequência do seu estudo realizado sobre as barreiras e facilitadores tanto pessoais como ambientais da atividade física em crianças e adolescentes com PC resultou num quadro (quadro 2) dividido em 4 categorias: (1) barreiras pessoais; (2) facilitadores pessoais; (3) barreiras ambientais; e (4) facilitadores ambientais.

Quadro 2. Barreiras pessoais e ambientais e facilitadores da atividade física em crianças e adolescentes com PC	
<p><b>Barreiras Pessoais</b></p> <p>Capacidades físicas da criança</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Falta de energia/fadiga</li> <li>• Falta de autoestima estética para praticar desporto</li> <li>• Existência do mito que ser ativo não é bom para o corpo</li> <li>• Dor (em geral, durante o exercício)</li> <li>• Medo de aumentar o risco de uma lesão</li> <li>• Aprendizagem da habilidade motora necessária é muito demorada</li> </ul> <p>Fatores psicológicos relacionados à criança</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Diminuição da motivação da criança</li> <li>• Insegurança ou falta de autoestima</li> <li>• A criança não aceita a sua deficiência</li> <li>• A presença de uma deficiência cognitiva</li> <li>• Perceção da atividade física e do desporto como não sendo "divertido"</li> </ul>	<p><b>Facilitadores pessoais</b></p> <p>Capacidades físicas da criança</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Perceção de relaxamento como um benefício do exercício</li> <li>• A crença de que o movimento simétrico é benéfico</li> <li>• A crença de que o exercício tem benefícios de saúde</li> </ul> <p>Fatores psicológicos relacionados à criança</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Desejo de ser ativo</li> <li>• Atitude positiva para ser desafiado</li> <li>• A aceitação da deficiência</li> <li>• Visualizações de desportos e atividade física como uma oportunidade para a interação social</li> <li>• Ter perseverança</li> <li>• Sente-se aceite como parte de um grupo</li> <li>• Sente confiante sobre si mesmo</li> <li>• Experiências positivas</li> <li>• Oportunidade para "abrir a mente" relativo à deficiência</li> </ul>
<p><b>Barreiras Ambientais</b></p> <p>Fatores Parentais</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Pais não aceitam a deficiência</li> </ul>	<p><b>Facilitadores ambientais</b></p> <p>Fatores Parentais</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Conscientização dos pais sobre os benefícios da atividade física</li> </ul>



<ul style="list-style-type: none"> <li>• Insatisfação dos pais com o ambiente (por exemplo, instalações)</li> <li>• O medo de as crianças não se enquadrem com as outras crianças</li> <li>• Desafios parentais com observar a criança lutando com desporto</li> <li>• Desafios com a gestão dos aspetos do dia-a-dia de uma criança com uma deficiência</li> <li>• Opinião que a atividade física e desporto não são importantes</li> <li>• Hesitação em pedir um treinador (voluntário) para apoiar a sua criança</li> </ul> <p>Oportunidades de desporto e atividade física</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• A falta de oportunidades</li> <li>• Falta de consciência de possibilidades</li> </ul> <p>Viabilidade prática</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• A falta de acesso ao transporte</li> <li>• Falta de tempo</li> <li>• Restrições financeiras</li> <li>• Tempo de treino é inconveniente</li> </ul> <p>Ambiente social</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Não ser aceito pelos seus pares</li> <li>• Não ser aceito por outros pais</li> <li>• Ser intimidado/excluído</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Perseverança Parental (em explorar opções de desporto/adaptações)</li> <li>• Assertividade Parental (na defesa de seu filho)</li> <li>• Ter uma atitude positiva</li> </ul> <p>Oportunidades para desporto e atividade física</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Conhecimento das oportunidades de desporto e atividade física (por exemplo, através de clínicas)</li> <li>• A escola incentiva a atividade física</li> </ul> <p>Viabilidade prática</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Acesso à atividade física ou desporto na comunidade</li> </ul> <p>Ambiente social</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Ser aceito pelos colegas</li> <li>• Ser aceito por outros pais</li> </ul>
---	---

Retirado de: (Verschuren; et al., 2012).

## 2.6) A Biomecânica e Paralisia Cerebral

Compreender a biomecânica de cada elemento durante o movimento por meio de análise de movimento é útil para estudar a etiologia da doença, a tomada de decisões sobre o tratamento, e avaliar os efeitos do tratamento (Lu & Chang, 2012).

A análise biomecânica da marcha, da ativação muscular, e do CoP mostra-se uma ferramenta útil na identificação de especificidades de cada caso clínico em indivíduos com PC, auxiliando no controlo dos efeitos de diferentes tratamentos, gerando informações quantitativas, mais racionais e menos empíricas (Gace, 1993). Cada vez se tornam mais necessários estudos na área da biomecânica usando a PC como objeto de estudo, com o objetivo de

compreender melhor os mecanismos do SNC lesionados e por consequência, melhorar a intervenção nesta população.

A análise clínica da marcha é o processo de gravação e interpretação de medições biomecânicas da mesma, a fim de apoiar a tomada de decisão a nível clínico em caso de disfunção. A avaliação de alterações biomecânicas é geralmente mais útil a nível clínico, de forma a ajudar a entender os efeitos da intervenção neles realizados em pacientes individuais e para ajudar na orientação do planeamento clínico futuro (Gace, 1993).

Comparativamente, ao grande número de estudos e de patologias (acidente vascular cerebral, traumatismos crânio-encefálicos e amputações de membros inferiores) em que a eficácia da análise de marcha foi avaliada, são raras as evidências na literatura apenas para a PC.

Nesta linha de raciocínio e sabendo que a inatividade e as limitações funcionais que daí advém estão diretamente relacionadas com o CP, já foram surgindo alguns estudos (Gaskin & Morris, 2008; Wely et al., 2014) que comprovam que esta estabilidade pode ser melhorada através da prática de exercício físico. Quanto aos instrumentos de avaliação, muitos destes estudos são realizados com recurso à análise eletromiográfica (Girolami et al., 2011; Krishnan, Kanekar, et al., 2012; Massion, 1992; Santos et al., 2010a; Shiratori & Latash, 2001), para se verificar as alterações a nível da postura do indivíduo com PC que se traduzem nas respetivas alterações de contração muscular, e também com recurso à plataforma de forças, para comparar as diferenças da força exercida no solo e possíveis desequilíbrios ântero-posteriores ou médio-laterais (Arui & Shiratori, 2004; Carvalho et al., 2010; Santos et al., 2010b). Façamos mais especificamente de cada instrumento de avaliação utilizados no nosso estudo.

Sendo o músculo um tecido excitável que contrai em resposta a uma estimulação nervosa, podemos afirmar que qualquer resposta mecânica é precedida de um padrão de ativação neural assíncrono e uma resposta elétrica das fibras musculares. A atividade elétrica nos músculos e nos nervos que os controlam é complexa, assim sendo, a eletromiografia (EMG) é um método que

determina as características elétricas de um músculo em particular ou de um grupo muscular (Oliveira et al., 2012). Os exames eletromiográficos têm sido utilizados como instrumento de avaliação por mais de 40 anos, e eles proporcionam um método de avaliação objetivo e preciso (Basmajian & De Luca, 1985). Tendo em conta que numa análise do semi-passo se pretende uma informação mais global dos músculos superficiais, será dada uma maior atenção à EMG de superfície. A EMG de superfície que, isoladamente ou quando combinada, oferece informações importantes sobre o comportamento dos músculos quando submetidos aos diversos tipos de sobrecarga, diversas angulações e velocidades de execução, bem como a avaliação do comportamento mioelétrico em diversas circunstâncias como temperatura corporal e do ambiente, treino neuromuscular, entre outras (Oliveira et al., 2012).

Quanto às plataformas de forças, segundo Duarte & Freitas (2010), estas são mais comumente utilizadas para quantificar o CP. Em geral, a plataforma de forças consiste numa placa que mede os três componentes da força,  $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$  ( $x$ ,  $y$  e  $z$  são habitualmente as direções ântero-posterior, medio-lateral e vertical, respetivamente), e os três componentes do momento de força (ou torque),  $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$ , agindo sobre a plataforma. Por medir seis grandezas físicas, essas plataformas são geralmente referidas como plataformas de seis componentes. Os dados do CoP refere-se a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da plataforma de acordo com a orientação do indivíduo em teste (Duarte & Freitas, 2010). Seja a plataforma de seis ou de três componentes, ela deve estar calibrada para permitir uma medição adequada (Cappello et al., 2004). Os fabricantes de plataformas de força também comercializam os equipamentos necessários (incluindo softwares) para a aquisição e processamento do sinal.

Outro material utilizado para esta avaliação e análise, é a captura de movimento através de câmaras (Whittle, 1996). Isso torna mais fácil ver os detalhes, e reduz o número de repetições que a pessoa tem que fazer. A pessoa é normalmente filmada a partir de vários ângulos para apanhar o movimento completo e não haver ângulos “mortos”. Durante a análise dos dados se houver

algum erro, o vídeo facilita também a identificação de alguma anomalia durante a recolha.

Sendo assim, e como foi referido anteriormente, já começa a surgir alguma evidência que o controlo postural em indivíduos com PC pode ser melhorado através da prática de exercício físico. O presente estudo pretende verificar se a prática desportiva em indivíduos com PC desenvolve a capacidade da atividade muscular a nível dos músculos posturais e consequentemente a antecipação do movimento voluntário.

### **3. Objetivos e Hipóteses**

---



### **3.1) Objetivo Geral**

O objetivo geral deste trabalho consiste em avaliar, nos jogadores de futebol com PC do tipo hemiplegia, os ajustes posturais antecipatórios prévios ao início da marcha e a influência, nos mesmos, da prática desportiva.

### **3.2) Objetivos Específicos**

Foram definidos como objetivos específicos, os seguintes:

- 1) Identificar as diferenças da força exercida no solo, componentes ântero-posterior e médio-lateral e como estas se relacionam
- 2) Avaliar o efeito da prática de atividade desportiva nas respostas posturais antecipatórias.
- 3) Analisar a influência do exercício físico nas respostas musculares.
- 4) Calcular as correlações entre as forças ântero-posterior e médio-lateral, os centros de pressão ântero-posterior e médio-lateral
- 5) Determinar as correlações entre os centros de pressão ântero-posterior e médio-lateral com os ajustes posturais antecipatórios.

### **3.3) Hipóteses de trabalho**

Destes objetivos surge a formulação das seguintes hipóteses:

H1: O futebol ajuda a desenvolver os APA nos indivíduos com PC comparativamente aos que não praticam nenhum exercício físico.

H2: Ocorrem diferenças na ativação da musculatura dos membros inferiores, quando comparado os indivíduos que praticam exercício físico com os indivíduos que não praticam atividade desportiva.

H3: Há diferenças, significativas, a nível dos APA entre as diferentes classificações dos atletas de futebol (Classe 5 até Classe 8).

H4: Há correlações entre as forças de reação ao solo (FRS), centro de pressão e APA entre os indivíduos em estudo.





## **4. Materiais e Métodos**

---



#### 4.1) Descrição e caracterização da amostra

A amostra foi uma amostra por conveniência constituída por 10 indivíduos com uma média de idades compreendida entre 18 e 40 anos. Foram divididos em dois grupos: grupo I (representados pela letra A) foi constituído por 7 elementos praticantes de futebol com PC e o grupo II (representados pela letra C) por 3 elementos não praticantes de qualquer atividade desportiva com PC. Após recolha e durante o início da análise de dados, foi necessário ainda reduzir mais a amostra, passando a ter 6 elementos no grupo I e 2 elementos no grupo II. Os 2 elementos excluídos eram diplegias, que causavam um viés no estudo. Contudo, estes estão na mesma representados graficamente para evidenciar este mesmo viés. Representamos no quadro 3, os detalhes de idade, peso, altura, membro afetado, membro que inicia o movimento (avança) e o lado dominante de ambos os grupos. E ainda na mesma tabela, mas no caso dos atletas, está representado a classe e a sua posição em campo.

Quadro 3. Caracterização da amostra

	Idade	Peso (kgf)	Altura (m)	ID grupo	Classificação PC	Posição em Jogo	Lado afetado	Lado dominante	Pé avança
A1	19	60	1,79	grupo I - atletas	Classe 7	Lateral	lado direito	lado esquerdo	pé esquerdo
A2	18	70	1,73	grupo I - atletas	Classe 7	Avançado	lado esquerdo	lado direito	pé direito
A3	36	64	1,71	grupo I - atletas	Classe 7	Defesa	lado direito	lado esquerdo	pé esquerdo
A4	24	78	1,82	grupo I - atletas	Classe 8	Médio	lado esquerdo	lado direito	pé direito
A5	25	80	1,82	grupo I - atletas	Classe 8	Avançado	lado esquerdo	lado direito	pé direito
A6	36	80	1,66	grupo I - atletas	Classe 8	Defesa	lado direito	lado esquerdo	pé esquerdo
Dipl A7	22	73	1,83	grupo I - atletas	Classe 5	Defesa	ambos Minf	lado direito	pé direito
Dipl C1	27	61	1,70	grupo II - não atletas	n.d.	n.d.	ambos MInf	lado esquerdo	pé direito
C2	40	59	1,75	grupo II - não atletas	n.d.	n.d.	lado direito	lado direito	pé direito
C3	19	56	1,73	grupo II - não atletas	n.d.	n.d.	lado direito	lado direito	pé direito

## **Critérios de seleção da amostra**

No sentido de definir a amostra foram estabelecidos critérios de inclusão e exclusão para ambos os grupos.

Os **critérios de inclusão** implicaram que fossem indivíduos do sexo masculino e tivessem pelo menos 18 anos, com capacidade de realizar marcha autónoma sem auxiliares da mesma e com capacidade intelectual capaz de compreender ordens. Depois foram divididos em dois grupos onde o grupo I seriam os praticantes de futebol classificados com PC entre as classes 5 e 8 (CPISRA, 2014). O grupo II implicou indivíduos que não pratiquem qualquer desporto com quadro de hemiplegia, ou diplegia ou com problemas de coordenação e equilíbrio nos quatro membros e no tronco, ou um envolvimento mínimo de um dos membros.

Os **critérios de exclusão** tanto no grupo I como no II, incluem a não apresentação de problemas secundários, como por exemplo a epilepsia e deficiência intelectual. Sendo que na deficiência intelectual o critério seria um Quociente de Inteligência (QI) < 70 (Beckung et al., 1997). Não podiam ter sido submetidos a cirurgias ortopédicas prévias, nem ter sido submetidos a toxina botulínica há menos de 6 meses (Pavone et al., 2016). E, no grupo II, os indivíduos, deveriam ser sedentários ou não praticar uma atividade física superior a 150 minutos de intensidade moderada de atividade aeróbica por semana (Marques et al., 2015; WHO, 2010).

## **4.2) Estratégias metodológicas**

Começou-se por realizar um teste piloto, em indivíduos normais, para definir e verificar quais os procedimentos mais corretos, familiarizar a investigadora com os instrumentos de forma a controlar e validar os resultados da recolha, com vista a otimizar o processo de recolha de dados.

*À posteriori*, procedeu-se ao recrutamento dos participantes do grupo I na equipa de futebol na instituição Futebol Clube do Porto, antes do início do campeonato para garantir que estes partiriam de um momento zero e em

igualdade do grupo II, que foi recrutado através da instituição Associação Portuguesa de Paralisia Cerebral (APPC).

Toda a fase de recolha decorreu nas instalações da Faculdade de Desporto da Universidade do Porto (FADEUP), pois é lá que se encontram os instrumentos de avaliação a serem utilizados.

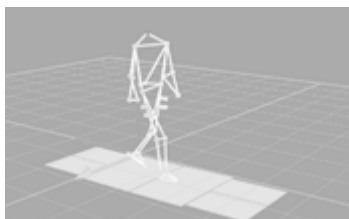
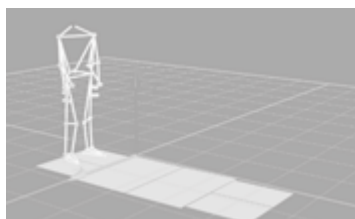
Sendo assim, foram realizadas recolhas com um intervalo de 4 meses entre elas. Durante estes 4 meses os atletas realizaram treinos trissemanais com duração de 1 hora e 30 minutos, realizados sempre pelo mesmo treinador. Neste tempo de espera dos 4 meses, foi pedida autorização à APPC para recrutar o grupo II de maneira a ter uma amostra comparativa. Assim que o parecer foi positivo, deu-se início ao primeiro momento de recolhas do grupo II.

A tarefa consistia na permanência durante 1 minuto em posição estática, seguido do movimento de marcha. Na figura 2, encontra-se exemplificado através de *print screens* o exercício efetuado, para que seja mais perceptível o que foi realizado.

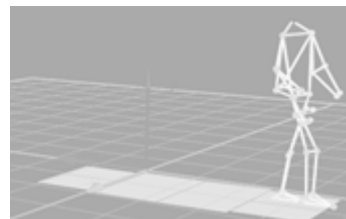
Figura 2. Exercício executado para recolha de dados

partida da plataforma 1 e 2 → para marcha

Posição inicial (permanecer  
1min)



Posição final



## Cinemática

A recolha de dados de vídeo foi efetuada através da câmara número 9 do *Qualisys* (plano frontal), a uma frequência 10 Hz. Os dados foram registados num computador no formato de .AVI, para eventual visualização futura.

Foram também usados marcadores superficiais nas principais articulações: *Hallux*, calcâneo, TT, joelho, grande trocânter, espinhas ilíacas, punhos, cotovelos, ombros e cervical em 7 (C7) e 2 *clusters* nas coxas, como se pode observar na figura 3.

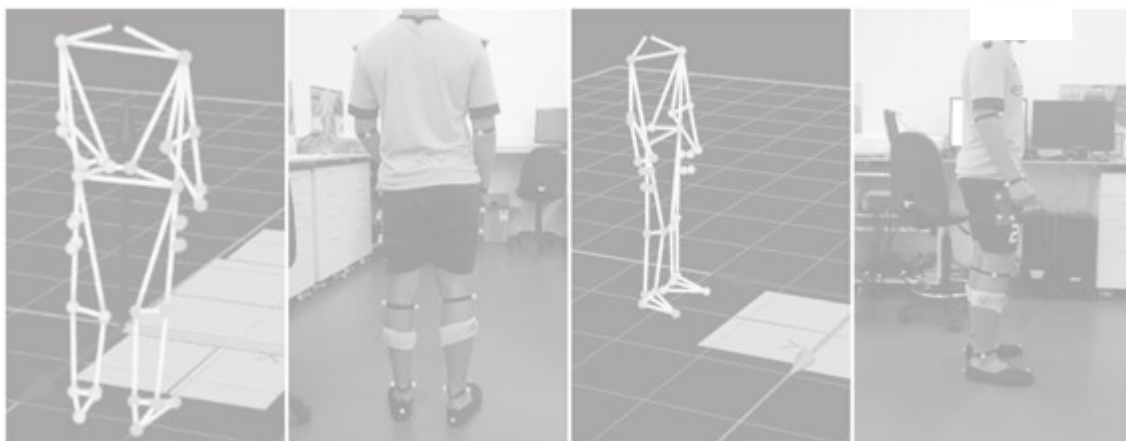


Figura 3 – Imagem do *Qualisys* e de um dos indivíduos em estudo, onde se podem ver os marcadores nas principais articulações

Sincronizado com os marcadores, também foi usada a Eletromiografia de superfície (EMG). Imediatamente antes da colocação dos elétrodos foi necessário preparar a pele, de forma a reduzir a impedância do conjunto elétrodo/pele. De maneira a que esta não ultrapasse os 100ohm (Correia et al., 1993). Os músculos seleccionados foram Reto Femoral (RF), Bíceps Femoral (BF), Solear (SO), Tibial Anterior (TA) e Gastrocnémio Lateral (GL). Sendo que o ponto anatómico identificado para a sua colocação, foi seleccionado segundo as recomendações do SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) (H.J. Hermens & Freriks, n.d.).

A posição adotada na plataforma de forças pelos indivíduos em estudo, foi a posição livremente escolhida. Sendo que, antes de iniciar a recolha de dados os sujeitos mantinham-se eretos na plataforma de forças e fixavam um ponto. Este ponto consistia num ponto fixo à sua frente escolhido pelo mesmo de forma a permitir uma posição estática dentro do confortável, de forma a obter uma resposta dos APA com uma magnitude suficiente para a sua leitura. Pois

segundo Aruin et al. (1998), os APA são atenuados quanto mais instável for a posição assumida. Optamos, então, por deixar os indivíduos assumir uma posição espontânea para não condicionar os APA logo à partida.

No que toca à eletromiografia, o objetivo foi avaliar a atividade elétrica dos músculos anteriormente enumerados dos membros inferiores nos APA na tarefa acima descrita.

O sinal de EMG foi captado através dos elétrodos de superfície da marca Delsys (figura 4).



Figura 4 – elétrodos de EMG utilizados na recolha de dados

O procedimento experimental envolveu 5 repetições a cada sujeito. Para evitar que a fadiga se instalasse, uma vez que a mesma diminui a velocidade de condução, e consequentemente, um aumento da chegada do sinal de EMG e por sua vez uma chegada tardia da resposta (De Luca, 1997), foram feitos intervalos de pelo menos 1 minuto entre repetições (Aruin et al., 1998).

Todos os indivíduos em estudo utilizaram o mesmo tipo de calçado (figura 5), fornecido pelo laboratório de biomecânica para garantir o não viés dos resultados, pois diferentes tipos de sola, causam reações posturais diferentes (Sterzing et al., 2016).



Figura 5 – Calçado utilizado por todos os indivíduos da amostra durante a fase de recolhas

### **Análise de dados cinemáticos**

O tempo zero ( $t_0$ ), início do movimento, foi considerado a primeira inflexão da componente vertical da força de reação do solo. Todos os dados foram alinhados em relação a este momento.

Como foi referido anteriormente, todos os dados foram alinhados pelo primeiro momento visível, denominado  $t_0$ . Contudo, uma vez que estávamos a analisar dados na ordem dos milissegundos, foi necessário encontrar o momento exato em que se inicia a tarefa, isto é primeiro movimento visível (início do movimento), para tal correlacionou-se a referência visual dada pela análise cinemática com a componente vertical da FRS fornecida pela plataforma de forças e que se reflete na curva anterior à primeira inflexão na vertical, quando a curva começa a descer para o mínimo. Pode-se observar o que foi descrito anteriormente na figura 6.



Figura 6 – Indicação do início do movimento

É importante explicar que no que toca aos valores numéricos apresentados em tabelas no capítulo dos resultados estatísticos, que se traduzem depois em gráficos de barras, os valores negativos significam que os indivíduos fazem mais apoio lateral (isto é, mais apoio no bordo externo do pé) no caso da  $F_{ml}$  ou no  $CoP_{ml}$ . E em relação à  $F_{ap}$  e  $CoP_{ap}$ , quanto mais negativa é a força, mais força é exercida na parte posterior do pé (calcâneo). Lembre-se que as FRS representam as três componentes do momento de força (ou torque) e os dados do CoP refere-se a uma medida de posição definida por duas



coordenadas na superfície da plataforma de acordo com a orientação do indivíduo em teste no momento de transferência de peso e no início do movimento (Duarte & Freitas, 2010).

A correlação entre as variáveis da CoP é importante porque na iniciação do semi-passo, há um deslocamento do CoP para trás e lateral no pé de apoio, sendo uma das respostas que evidencia os ajustes posturais antecipatórios.

### **Análise do sinal eletromiográfico**

O sinal EMG bruto e os dados de força foram processadas utilizando o software Matlab, através de rotinas especialmente desenvolvidas. Assim, o sinal de EMG em bruto foi filtrado através de um filtro passa-banda de 20 Hz a 500 Hz e processados usando o *Root Mean Square* (RMS) (Billot et al., 2010; Lamontagne et al., 2002; Lamontagne et al., 2000). O sinal das plataformas de forças também foi filtrado, utilizando um filtro passa-baixo de 10 Hz, e os valores de força foram normalizados para o peso de cada sujeito (A. Silva et al., 2012).

O intervalo dos APA foi definido segundo estudos mais recentes do autor Santos et al. (2010b), em 2 tempos: APA 1 a partir de -250ms a -100ms e APA 2 dos -100ms para 50ms. E no decorrer do segundo intervalo há o tempo zero ( $t_0$ ). Estes intervalos também tiveram por base o autor Massion (1992). Estes intervalos podem ser visualizados na figura 7. O valor de referência (*baseline*) para cada músculo foi considerado como a atividade média no intervalo de -500ms a -450ms.

Krishnan, Latash, et al. (2012), vão de encontro ao nosso estudo, demonstrando que antes dos próprios APA há uma primeira perturbação, designada por EPA, que se inicia quando se dá o início da transferência de peso. Trata-se da interseção antes da recta que representa a *baseline* (figura 7).

Sendo assim, a análise das componentes das forças vertical, médio-lateral e ântero-posterior e respetivos centro de pressão médio-lateral e ântero-posterior, começam com o início da transferência de peso, onde se inicia o intervalo dos EPA, seguidos dos APA 1 desde os -250ms até aos -100ms. Depois

o intervalo dos APA 2 até aos +50ms, e algures no meio desse intervalo dá-se o início do movimento para o semi-passo.

É de referir que o intervalo dos EPA, não foi quantificado na EMG, já que ao estar definido entre os -500ms e os -400ms, engloba a *baseline* considerada neste estudo, que de acordo com a maioria dos estudos vai de -500ms a -450ms (Santos et al., 2010a).

Quanto à normalização nos intervalos dos APA, foram feitos pela *baseline*, resumindo-se nas fórmulas:  $\frac{APAs\ 1}{baseline}$  e  $\frac{APAs\ 2}{baseline}$  (Hodges & Bui, 1996).

A análise da atividade muscular, foi quantificada através dos rácios entre o Tibial Anterior (TA) com o Solear (SO) e entre o Reto Femoral (RF) com o Bíceps Femoral (BF). As expressões matemáticas que foram definidas para calcular os rácios foram as seguintes:  $\frac{TA-SO}{TA+SO}$  e  $\frac{RF-BF}{RF+BF}$ .

O que implica: quanto mais positivo mais atividade do TA e/ou RF temos, ou quanto mais negativo for o valor mais atividade temos do SO e/ou BF.

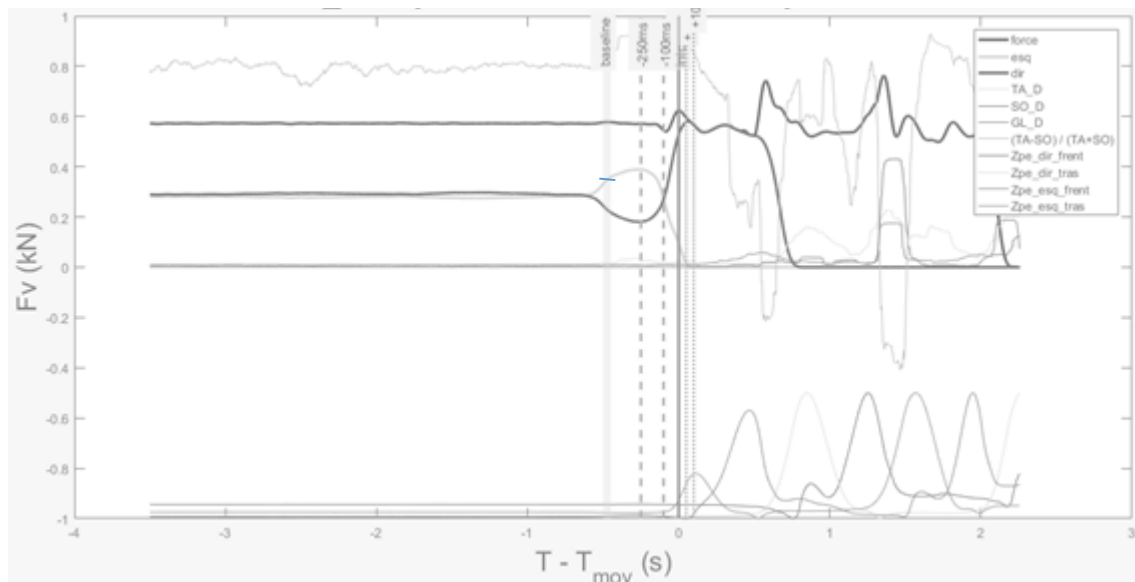


Figura 7 – Representação dos intervalos dos APA (APA 1 [-250ms a -100ms] e APA 2 [-100ms a +50ms]), assim como um exemplo gráfico do rácio da EMG.

### 4.3) Procedimentos Estatísticos

Para análise estatística foram utilizados o programa *Excel* e o *software SPSS*, versão 24.

Iniciou-se uma análise exploratória dos dados de forma a avaliar a normalidade da distribuição e homogeneidade das variáveis. O teste estatístico selecionado para este procedimento foi o *Shapiro-Wilk* ( $n < 50$ ).

Para uma análise descritiva, utilizou-se para todas as variáveis as medidas de tendência central (mediana, devido à amostra ser pequena) e dispersão (Percentil 25 e Percentil 75).

No que diz respeito à estatística inferencial reportou-se à comparação entre cada variável, tendo em conta o grupo a que pertenciam. Uma vez que os pressupostos da estatística paramétrica não se cumpriam, realizou-se uma análise através da estatística não paramétrica utilizando os testes *Mann-Whitney* (análise inter-grupo) e *Wilcoxon* (análise intra-grupo). Assim como se usou o coeficiente de correlação de *Spearman* para verificar se há relação ou não entre variáveis.

O nível de significância para a rejeição de hipóteses nula em todos os testes estatísticos foi considerado  $\alpha = 0,05$ .



## **5. Resultados**

---



Neste capítulo encontra-se a descrição dos resultados obtidos. Estando estruturado da seguinte forma: Descrição e correlação de entre algumas variáveis dinamométricas ( $F_{vt}$ ,  $F_{ml}$ ,  $F_{ap}$ ,  $CoP_{ml}$ ,  $CoP_{ap}$ ). Seguido da análise eletromiográfica (EMG). Em todas as variáveis são apresentadas a Mediana e os Percentis 25 e 75 ( $P_{25}$  e  $P_{75}$ ) e é feita uma análise não paramétrica inter e intra-grupo das variáveis anteriormente referidas. Para terminar, fizemos uma descrição da correlação dos deslocamentos dos CoPs no decorrer dos intervalos dos APA e respetiva atividade muscular, para ver se há alguma relação entre estas componentes.

É de referir que toda a análise será feita só no membro em apoio, em ambos os momentos de avaliação, pois no membro oscilante temos um “efeito espelho” tanto nas representações gráficas como nas correlações.

### 5.1) Descrição da Força Vertical ( $F_{vt}$ )

Na figura 8, podemos observar a  $F_{vt}$  do membro em apoio na primeira fase de recolhas (M0) e depois no segundo momento de avaliação (M1), isto é passados 4 meses. No início da transferência de peso como podemos ver, 4 em 6 indivíduos aumentaram a  $F_{vt}$  no segundo momento de avaliação. No grupo dos indivíduos não atletas não temos nada a salientar, porque ambos têm respostas diferentes.

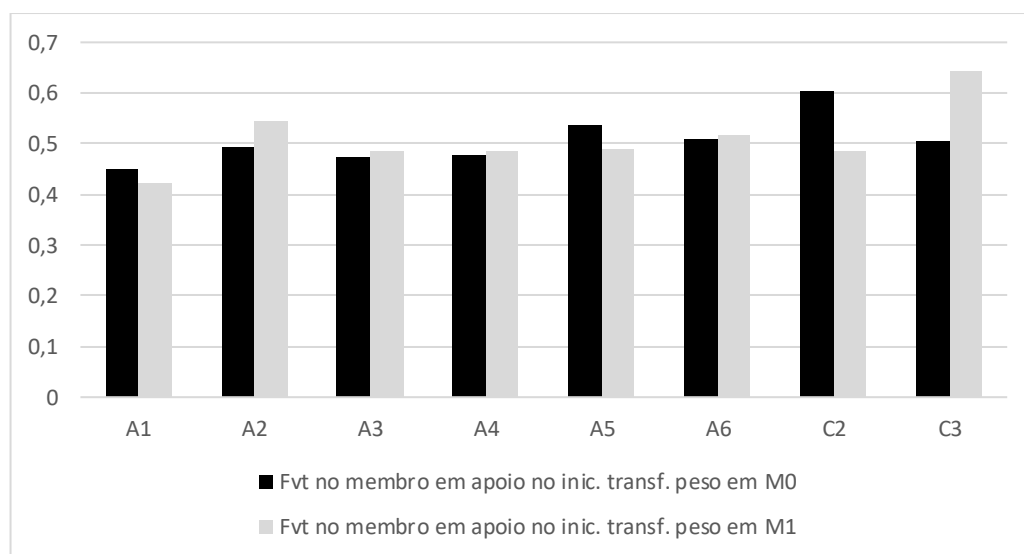


Figura 8 – Força Vertical ( $F_{vt}$ ) no membro em apoio no início da transferência de peso no M0 e M1

No quadro 4, temos os valores da  $F_{vt}$  no M0 e M1, com a respetiva Mediana e Percentis 25 e 75 ( $P_{25}$  e  $P_{75}$ ) em cada grupo e os testes não paramétricos com o valor de p que prova não haver diferenças estatisticamente significativas da  $F_{vt}$  entre grupos ou dentro do mesmo grupo.

Quadro 4 – Valores da  $F_{vt}$  no membro em apoio no início de transferência de peso em M0 e M1

	$F_{vt}$ no membro em apoio no iníc. transf. peso em M0	$F_{vt}$ no membro em apoio no iníc. transf. peso em M1	<b>Wilcoxon test</b> <b>(Valor de p)</b>
A1	0,4500	0,4241	
A2	0,4949	0,5449	
A3	0,4735	0,4852	
A4	0,4788	0,4850	
A5	0,5364	0,4899	
A6	0,5081	0,5177	
Mediana ( $P_{25}$ ; $P_{75}$ )	0,511 (0,4888; 0,5390)	0,502 (0,4836; 0,5530)	0,9165
C2	0,6050	0,4847	
C3	0,5041	0,6417	
Mediana ( $P_{25}$ ; $P_{75}$ )	0,555 (0,3781; 0,4575)	0,563 (0,3635; 0,4851)	0,6547
<b>Mann-Whitney test</b> <b>(valor de p)</b>	0,4286	0,8571	

Na Figura 9, observamos a  $F_{vt}$  no membro em apoio a quando do início do movimento (no decorrer do intervalo dos APA 2) e como podemos ver nos indivíduos atletas 5 em 6 aumentam esta componente. Há exceção do indivíduo A3.

No grupo controlo, isto é, dos não-atletas, voltamos a ter duas respostas diferentes entre os dois indivíduos da amostra.



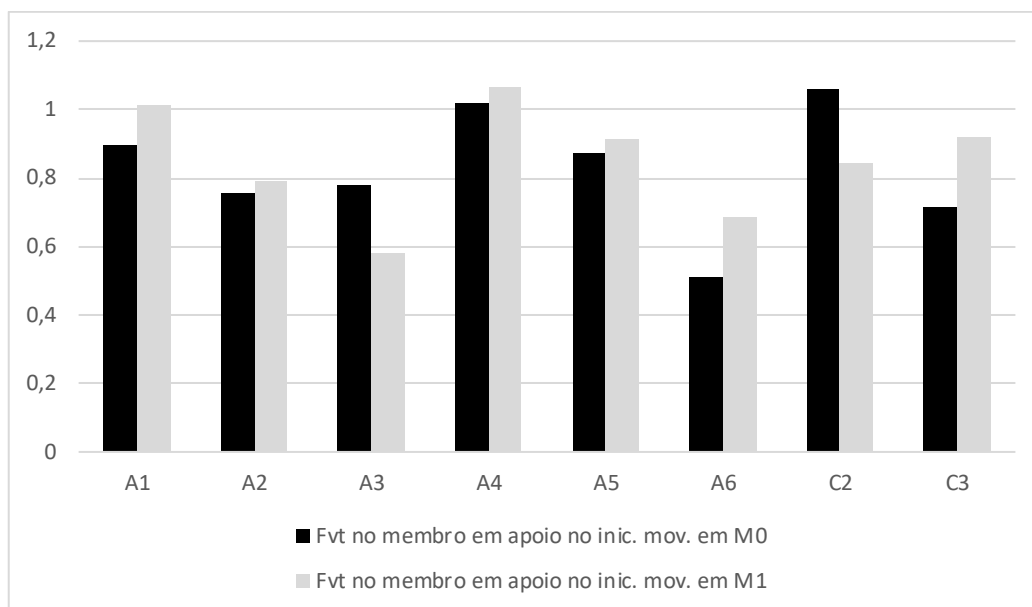


Figura 9 – Força Vertical (Fvt) no membro em apoio no início de movimento no M0 e M1

No quadro 5, voltamos a fazer o mesmo raciocínio que no quadro anterior (quadro 4). Representando os valores da Fvt em cada indivíduo e a respectiva Mediana e Percentis 25 e 75 ( $P_{25}$  e  $P_{75}$ ) de cada grupo. Também é de salientar que não foram encontradas diferenças significativas.

Quadro 5 – Valores da Fvt no membro em apoio no início de transferência de peso em M0 e M1

	Fvt no membro em apoio no inic. mov. em M0	Fvt no membro em apoio no inic. mov. em M1	Wilcoxon test (valor de p)
A1	0,8954	1,0115	
A2	0,7542	0,7939	
A3	0,7784	0,5801	
A4	1,0206	1,0679	
A5	0,8737	0,9135	
A6	0,5132	0,6836	
Mediana ( $P_{25}$ ; $P_{75}$ )	0,620 (0,2322; 0,910)	0,499 (0,2789; 0,952)	0,7532
C2	1,0582	0,8452	
C3	0,7167	0,9179	
Mediana ( $P_{25}$ ; $P_{75}$ )	0,8875 (0,5375; 0,7974)	0,8816 (0,6339; 0,6922)	0,6547
Mann-Whitney test (valor de p)	,429	,429	

## 5.2) Descrição e Correlação entre a Força médio-lateral ( $F_{ml}$ ) e a ântero-posterior ( $F_{ap}$ )

Na figura 10, temos a representação gráfica da correlação da  $F_{ml}$  e  $F_{ap}$  no início da transferência de peso no M0. É importante voltar a lembrar que, em relação à  $F_{ml}$  quanto mais negativos os valores mais apoio no bordo externo do pé o indivíduo faz e quanto à  $F_{ap}$ , quanto mais negativa mais força é exercida na parte posterior do pé.

Concluimos que a correlação entre indivíduos atletas, é moderada negativa ( $r=-0,45245$ ). O que quer dizer que quanto maior a  $F_{ml}$ , menos a  $F_{ap}$ . Quanto aos não-atletas não foi possível estabelecer relações devido ao seu número reduzido. O que está de acordo com os dados apresentados na figura 10. Temos também na mesma figura, a representação das duas diplegias (uma no grupo dos atletas, outra no grupo dos não atletas) que foram excluídas da amostra por terem um quadro motor diferente dos restantes e que causava uma alteração no padrão de normalidade a quando da análise dos dados. Temos também para carácter informativo e comparativo, a representação dos indivíduos do grupo controlo (com a legenda “Controlo Hemi”), para evidenciar a diferença para o grupo dos atletas.

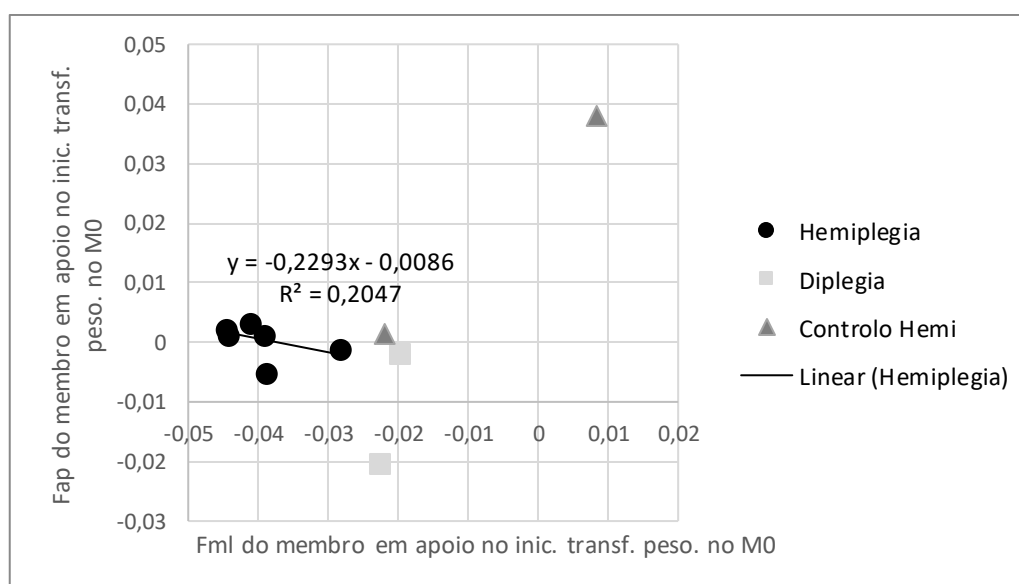


Figura 10 – Correlação da  $F_{ml}$  e  $F_{ap}$  no membro em apoio no início da transferência de peso no M0

Na figura 11, temos as mesmas variáveis anteriores no início da transferência de peso do membro em apoio, mas agora no M1.

Podemos observar que quanto à componente da  $F_{ap}$  em que antes tínhamos só os indivíduos A2 e A3 a fazer mais carga posterior (valores inferiores a zero), agora temos mais indivíduos dentro do grupo dos atletas a fazer o mesmo. Há exceção do A4, A6 e C2 que mantiveram o padrão exibido no M0.

Obteve-se, assim, uma relação forte e negativa entre elas ( $r=-0,87572$ ). O que significa que além de os valores terem aumentado, se mantem a norma que quanto maior a  $F_{ml}$  menor a  $F_{ap}$  relativamente aos atletas.

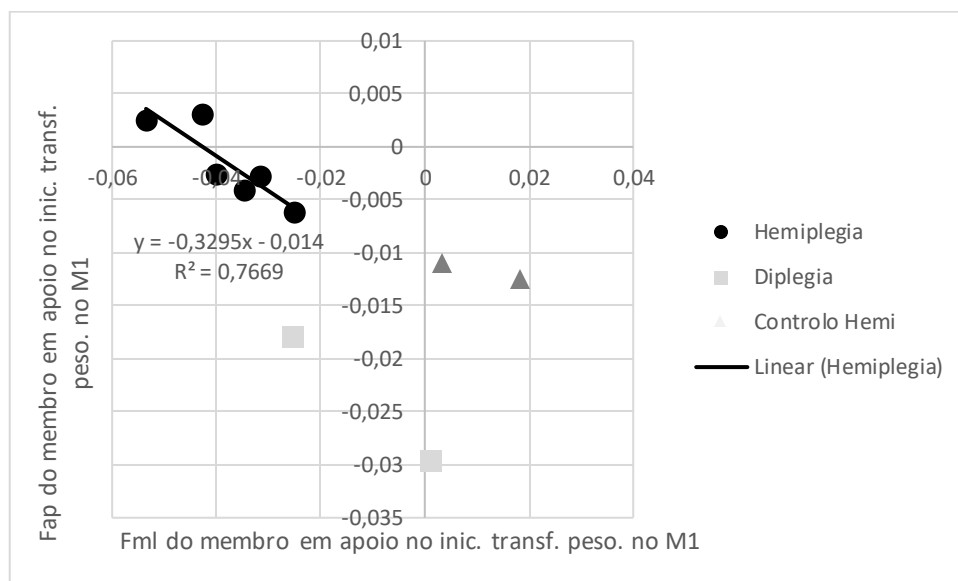


Figura 11 – Correlação da  $F_{ml}$  e  $F_{ap}$  no membro em apoio no início da transferência de peso no M1

Na figura 12 temos a mesmas variáveis, mas agora no início do movimento na primeira fase de recolhas (M0). Podemos observar, na mesma maiores valores na  $F_{ml}$ , há exceção dos indivíduos A5 e C2 que têm maior  $F_{ap}$ . Neste caso, vemos que 2 em 6 indivíduos fazem maior força posterior no pé de apoio (A1 e A6) do que os restantes. Sendo que estes mesmo 2 indivíduos no início da transferência de peso em M0, tinham uma  $F_{ap}$  mais anterior.

Obteve-se uma correlação entre as duas forças, mais uma vez há uma relação moderada negativa entre ambas ( $r=-0,57963$ ). Ou seja, quanto maior a  $F_{ml}$  menor a  $F_{ap}$  (figura 12).

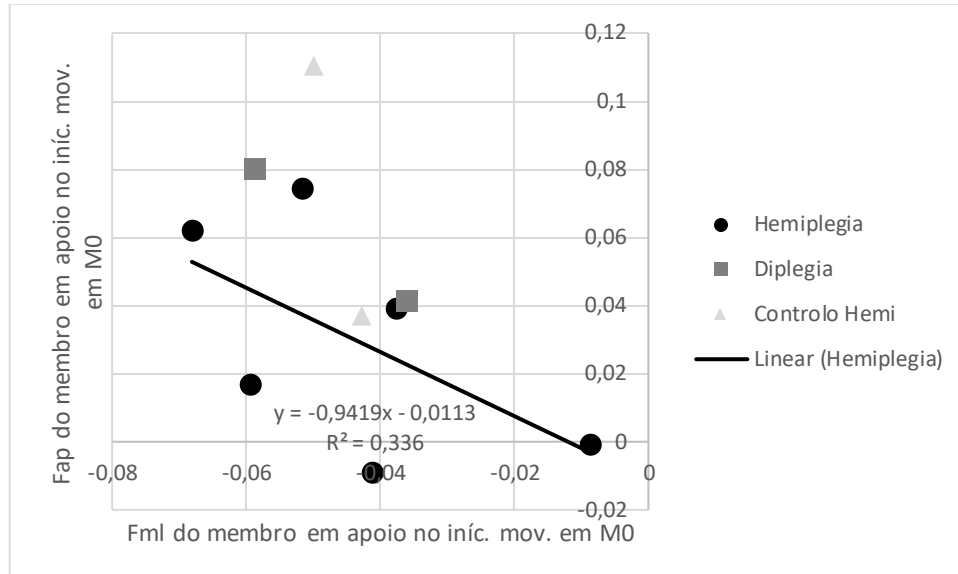


Figura 12 – Correlação da  $F_{ml}$  e  $F_{ap}$  no membro em apoio no início do movimento no M0

Falando agora da  $F_{ml}$  e  $F_{ap}$ , no início do movimento no M1, através da figura 13 podemos dizer que temos uma maior distribuição ântero-posterior do que médio-lateral. Onde de grosso modo, todos fazem maior distribuição anterior, pois os valores encontram-se no eixo dos yy's no quadrante positivo. Contudo, a correlação diz-nos que há uma correlação moderada negativa ( $r=-0,4651$ ).

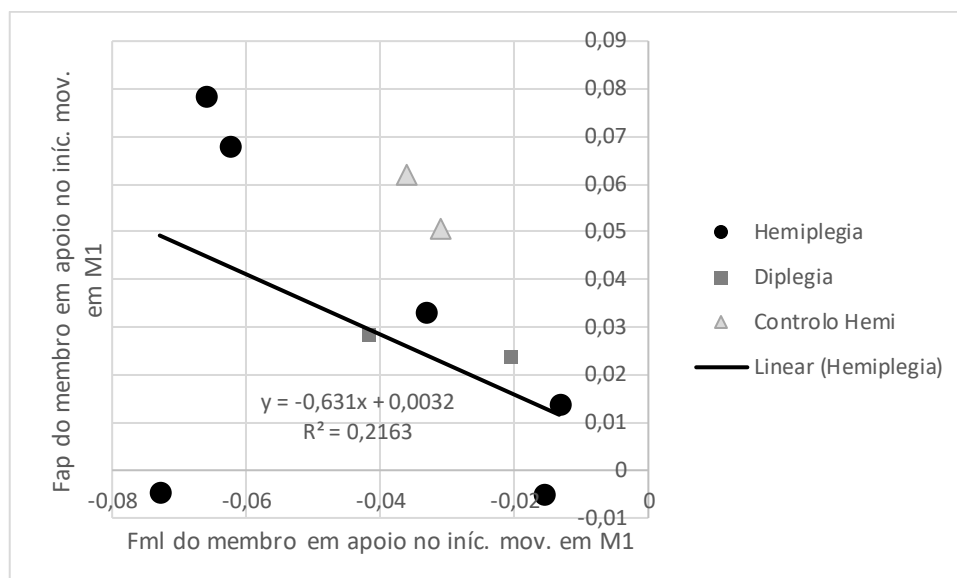


Figura 13 – Correlação da Fml e Fap no membro em apoio no início do movimento no M1

### 5.3) Descrição e Correlação entre o Centro de Pressão médio-lateral (CoP<sub>ml</sub>) e o Centro de Pressão ântero-posterior (CoP<sub>ap</sub>)

Na figura 14, temos a representação do CoP<sub>ml</sub> e CoP<sub>ap</sub> no membro em apoio no M0 no início da transferência de peso. Podemos afirmar que há uma distribuição mais médio-lateral que vai de encontro com a análise que fizemos anteriormente nas forças médio-laterais e ântero-posteriores. Contudo, vemos que há dois indivíduos que são uma exceção, pois fazem uma maior distribuição do centro de pressão a nível anterior. Fazendo-se representar, no gráfico das correlações, pelas duas pintas mais escuras, acima da reta (figura 14).

Quanto à correlação entre variáveis podemos ver que esta é positiva, ou seja, isto significa que quando um aumenta a outra aumenta também ( $r=0,1573$ ). Contudo, esta correlação é próxima de zero querendo dizer que é fraca ou quase nula.

E analisando os indivíduos do grupo controlo, podemos acrescentar que não fazem muita diferença relativamente aos indivíduos atletas em estudo.

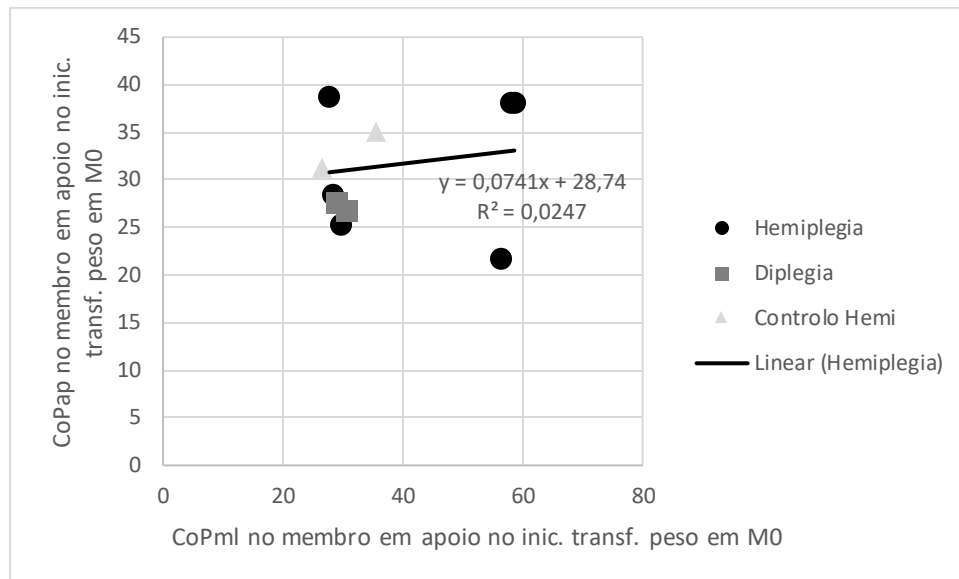


Figura 14 – Correlação do CoPml e CoPap no membro em apoio no início da transferência de peso no M0

Na figura 15, podemos ver que tanto no grupo dos indivíduos atletas como dos não-atletas temos um maior CoP<sub>ml</sub> do que um CoP<sub>ap</sub>. O que quer dizer, que do M0 para o M1, há um aumento. Há exceção de um indivíduo, que continua com maior distribuição do centro de pressão ântero-posterior do que médio-lateral. Tratando-se da bola mais escura, que está representada acima da reta do gráfico das correlações.

Quanto à correlação quase nula em M0, passamos para uma correlação forte positiva ( $r=0,8415$ ). O que quer dizer que o grupo dos atletas aumentou a relação entre CoP. Mas continua a observar-se uma maior distribuição do centro de pressão plantar mais médio-lateral. Podemos ver que no caso das diplegias e no grupo dos não-atletas, têm um valor muito idêntico aos atletas.

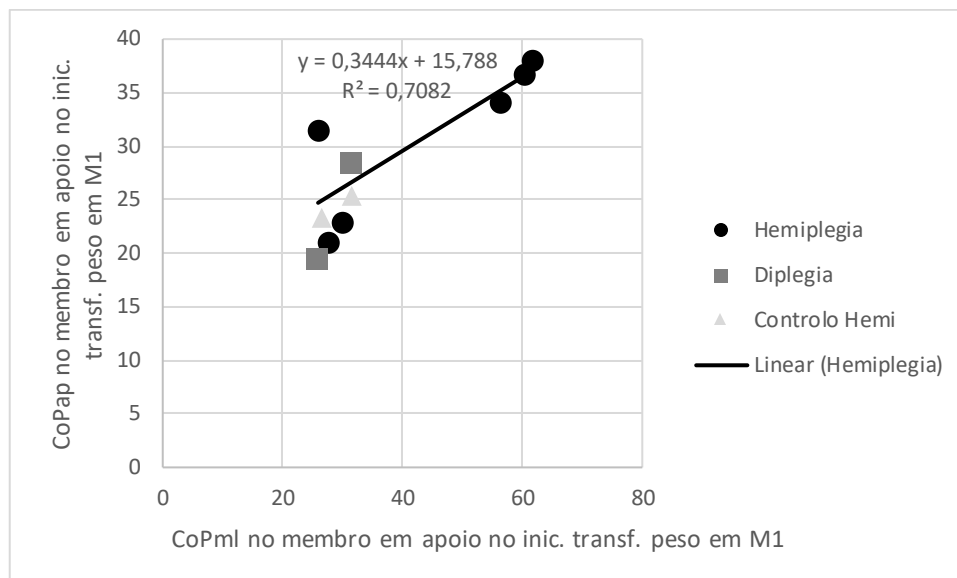


Figura 15 – Correlação do CoPml e CoPap no membro em apoio no início da transferência de peso no M1

Passando agora à análise no início do movimento em M0 (durante o intervalo dos APA 2) do membro em apoio nas variáveis CoP<sub>ml</sub> e CoP<sub>ap</sub>, obtivemos uma correlação positiva ( $r=0,1085$ ), mas fraca entre as duas variáveis. Que acaba por ser semelhante com a correlação do CoP<sub>ml</sub> e CoP<sub>ap</sub> no membro de apoio no início da transferência de peso no M0.

Esta análise pode-se confirmar com a figura 16 através da visualização da reta, onde a sua inclinação é quase nula.

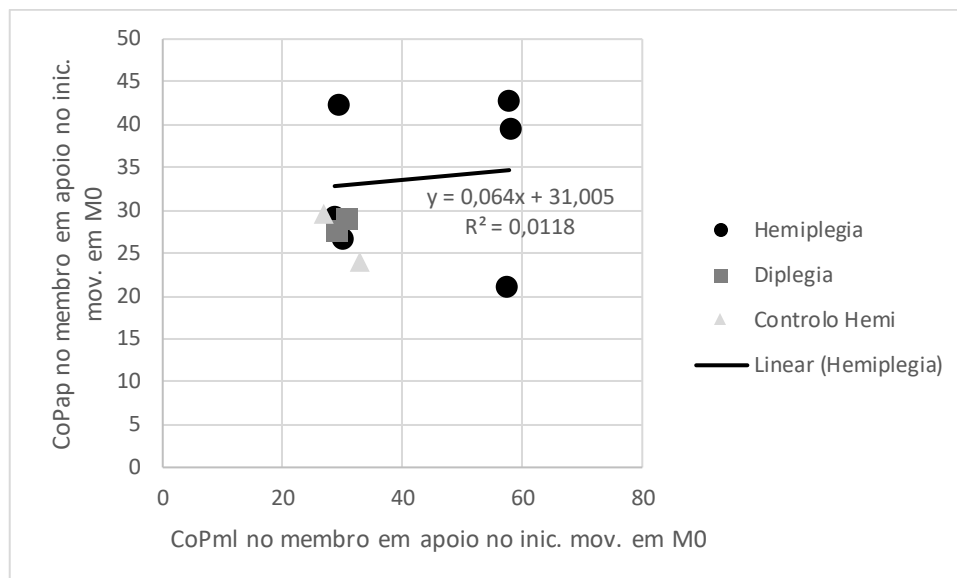


Figura 16 – Correlação do CoPml e CoPap no membro em apoio no início do movimento no M0

Do M0 (figura 16) para M1 (figura 17), a nível gráfico podemos ver um aumento da inclinação da reta.

Houve um aumento na correlação entre o  $CoP_{ml}$  e o  $CoP_{ap}$  do M0 para o M1 ( $r=0,2530$ ), no início do movimento, onde esta relação continua positiva. Contudo, é considerada na mesma uma relação fraca. Podemos ver mais uma vez, no que diz respeito às diplegias estas voltam a fugir um bocado da norma.

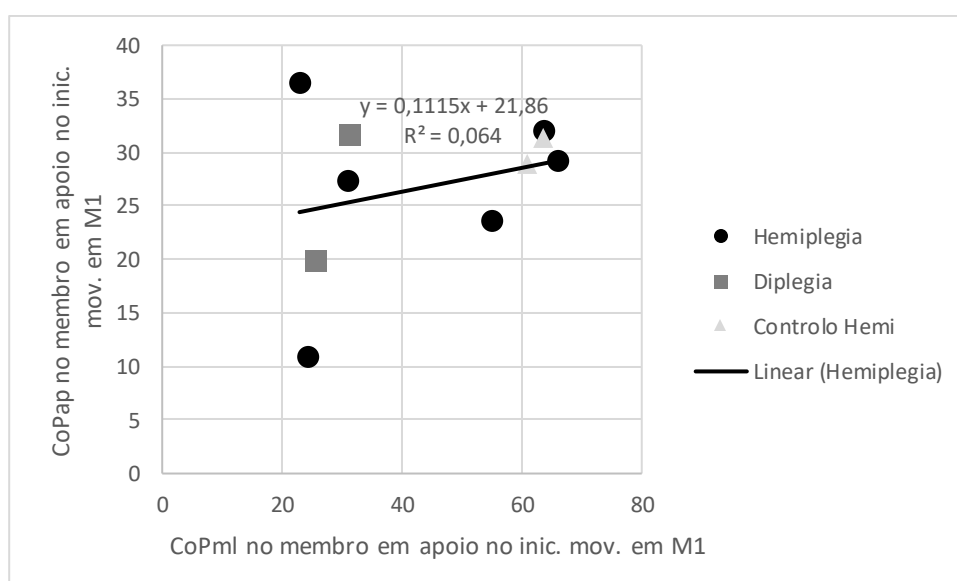


Figura 17 – Representação do CoPml e CoPap no membro em apoio no início do movimento no M1



#### **5.4) Descrição dos Rácios da Eletromiografia Tibial-Anterior com Solear (TA/SO) e Reto Femoral com Bíceps Femoral (RF/BF)**

Esta análise terá que ser um pouco mais detalhada, pois é de conveniência estudarmos e investigarmos o que acontece no decorrer dos intervalos dos APA (APA 1 e APA 2), de forma individualizada, nos dois diferentes momentos de avaliação (M0 e M1). Assim como, é de conveniência uma análise comparativa entre os dois intervalos no mesmo momentos de avaliação.

Recorda-se que os rácios dos sinais eletromiográficos foram calculados pelas fórmulas:  $\frac{TA-SO}{TA+SO}$  e  $\frac{RF-BF}{RF+BF}$ .

##### **5.4.1) Análise no intervalo dos Ajustes Posturais Antecipatórios em diferentes momentos de avaliação**

Começamos, então, por uma análise individualizada entre intervalos em diferentes momentos de avaliação.

A figura 18 representa o rácio TA/SO, no intervalo dos APA 1, no primeiro e segundo momento de avaliação.

Sendo que no momento zero, no grupo dos indivíduos atletas o TA se encontra mais ativo em 5 dos 6 atletas. Pelo contrário, o grupo dos controlos (não-atletas) apresentam maior atividade no SO.

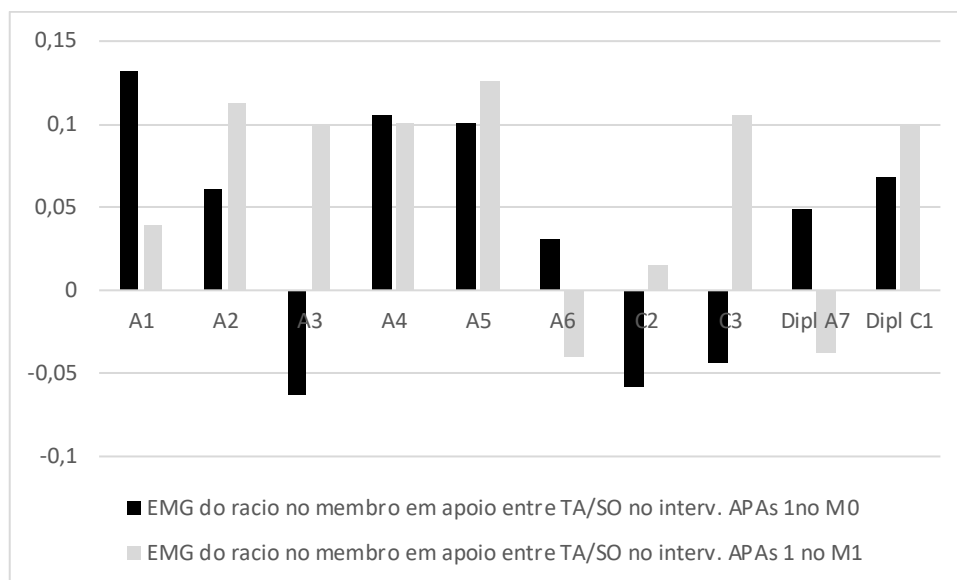


Figura 18 – Representação gráfica do rácio TA/SO no membro em apoio durante o intervalo dos APA 1 no M0 e M1

No quadro 6, podemos observar os respetivos valores do rácio de cada indivíduo, tal como a medida de tendência central, a mediana mais os P<sub>25</sub> e P<sub>75</sub> e comparação inter e intra-grupos, no intervalo (APA 1).

Quadro 6 – Valores do rácio TA/SO no membro em apoio durante o intervalo dos APA 1 no M0 e M1

	Rácio TA/SO no membro em apoio no interv. dos APA 1 em M0	Rácio TA/SO no membro em apoio no interv. dos APA 1 em M1	Wilcoxon test (valor de p)
A1	0,1324	0,0395	
A2	0,0614	0,1128	
A3	-0,0635	0,0997	
A4	0,1060	0,1010	
A5	0,1003	0,1259	
A6	0,0312	-0,0398	
Mediana (P <sub>25</sub> ; P <sub>75</sub> )	0,099 (0,0614; 0,1060)	0,100 (-0,0398; 0,1128)	0,4631
C2	-0,0579	0,0148	
C3	-0,0436	0,1061	
Mediana (P <sub>25</sub> ; P <sub>75</sub> )	-0,0508 (-0,0579; -0,0436)	0,0605 (0,0148; 0,1061)	0,1797
<b>Mann-Whitney test (valor de p)</b>	<b>0,046*</b>	1,000	

Pela análise do quadro verificou-se uma diferença significativa no primeiro momento de avaliação, que está sinalizada a negrito ( $p < 0,05$ ) entre grupos.

Analizando agora o decorrer do intervalo dos APA 2 (figura 19), no primeiro momento de avaliação (M0) vemos que 3 em 6 tiveram maior atividade do TA e os restantes 3 tem maior atividade do SO. No M1, segundo momento de avaliação, o A3 e o A6 mantêm maior atividade do SO embora os valores tenham diminuído e os restantes atletas mantêm maior atividade do TA. Há exceção do A2 que inverte o rácio e passa a ter maior atividade do TA.

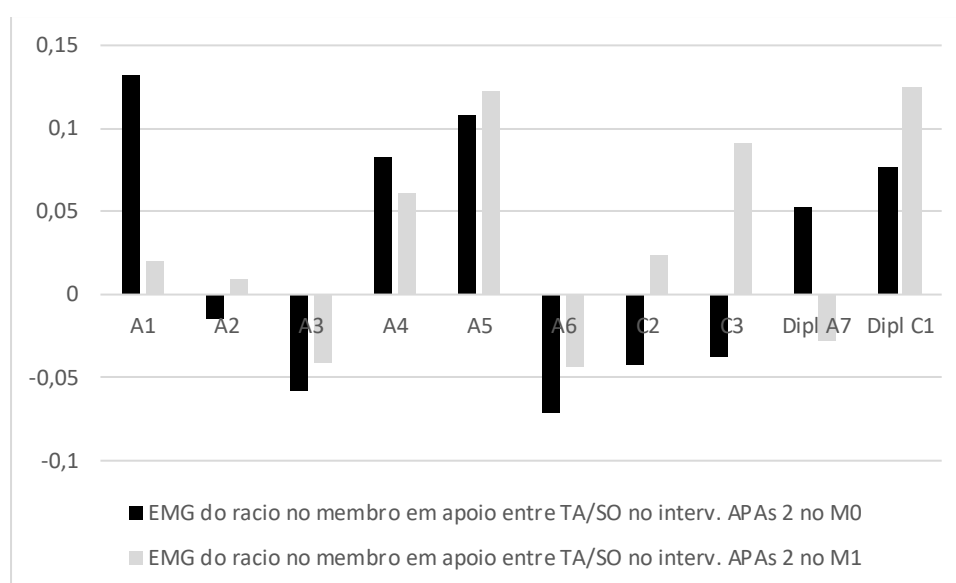


Figura 19 – Representação gráfica do rácio TA/SO no membro em apoio no intervalo dos APA 2 no M0 e M1

Quanto à análise inter e intra-grupos (quadro 7), não se obtiveram diferenças estatisticamente significativas.

Quadro 7 – Valores do rácio TA/SO no membro em apoio no intervalo dos APA 2 no M0 e M1

	Rácio TA/SO no membro em apoio no interv. APA 2 em M0	Rácio TA/SO no membro em apoio no interv. APA 2 em M1	Wilcoxon test (valor de p)
A1	0,1322	0,0208	
A2	-0,0145	0,0096	
A3	-0,0577	-0,0409	
A4	0,0834	0,0606	
A5	0,1086	0,1227	

A6	-0,0717	-0,0435	
Mediana (P <sub>25</sub> ; P <sub>75</sub> )	0,0785 (0,0482; 0,0859)	-0,0157 (-0,0435; 0,0606)	0,1730
C2	-0,0427	0,0243	
C3	-0,0378	0,0914	
Mediana (P <sub>25</sub> ; P <sub>75</sub> )	-0,040 (-0,0427; -0,0378)	0,058 (0,0243; 0,0914)	0,1797
<b>Mann-Whitney test (valor de p)</b>	0,071	0,429	

Olhando agora para o rácio do RF/BF, neste caso no intervalo dos APA 1 (figura 20), 5 em 6 atletas aumentam do primeiro momento de avaliação (M0) para o segundo (M1) a atividade do Reto Femoral. Sendo que o indivíduo A3, passa de uma ativação do BF para a do RF, enquanto o indivíduo A1 é uma exceção, pois passa de uma ativação do RF para uma maior ativação do BF.

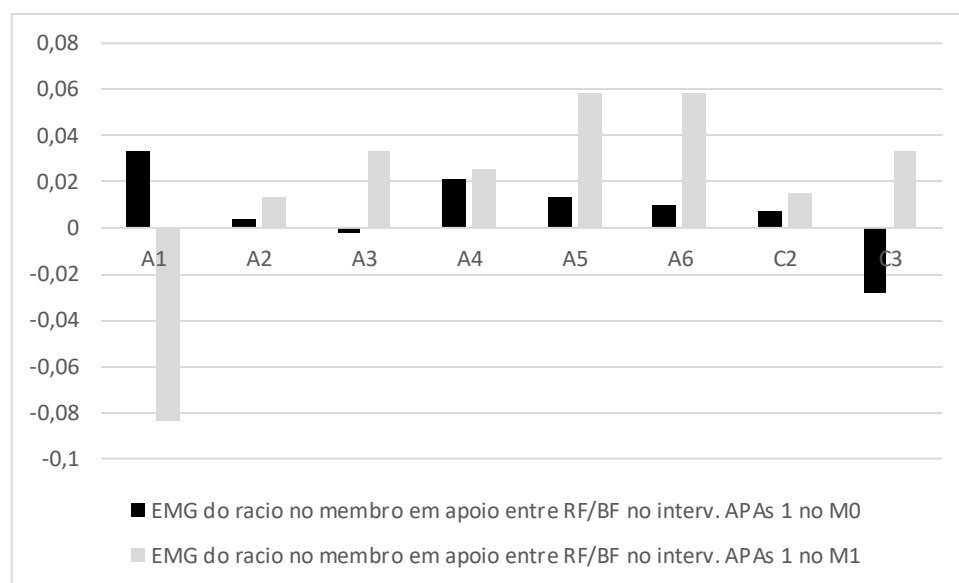


Figura 20 – Representação gráfica do rácio RF/BF no membro em apoio durante o intervalo dos APA 1 no M0 e M1

No quadro 8, numa análise não paramétrica podemos confirmar que de facto há diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) entre os indivíduos atletas (*Wilcoxon*).

Quadro 8 – Valores do rácio RF/BF no membro em apoio durante o intervalo dos APA 1 em M0 e M1

	Rácio RF/BF no membro em apoio no intervalo dos APA 1 em M0	Rácio RF/BF no membro em apoio no intervalo dos APA 1 em M1	Wilcoxon test (valor de p)
A1	0,0334	-0,0840	
A2	0,0040	0,0135	
A3	-0,0024	0,0335	
A4	0,0216	0,0252	
A5	0,0136	0,0585	
A6	0,0096	0,0581	
Mediana (P <sub>25</sub> ; P <sub>75</sub> )	0,007 (0,0033; 0,0136)	0,046 (0,0252; 0,0585)	<b>0,0277*</b>
C2	0,0077	0,0155	
C3	-0,0279	0,0333	
Mediana (P <sub>25</sub> ; P <sub>75</sub> )	-0,0101 (-0,0279; 0,0077)	0,0244 (0,0155; 0,0333)	0,1797
<b>Mann-Whitney test (valor de p)</b>	0,317	0,317	

No intervalo dos APA 2, podemos ver na figura 21 que 5 dos 6 indivíduos têm maior atividade do RF no M0. Tal como o indivíduo C2, do grupo controlo.

No segundo momento de avaliação (M1), o indivíduo A3 mantém a tendência de ativação do BF, tal como o indivíduo C3 e o indivíduo A1 inverte a sua atividade começando a ter maior atividade no músculo posterior da coxa (BF). Os restantes indivíduos do grupo dos atletas, intensificaram a atividade muscular do RF.

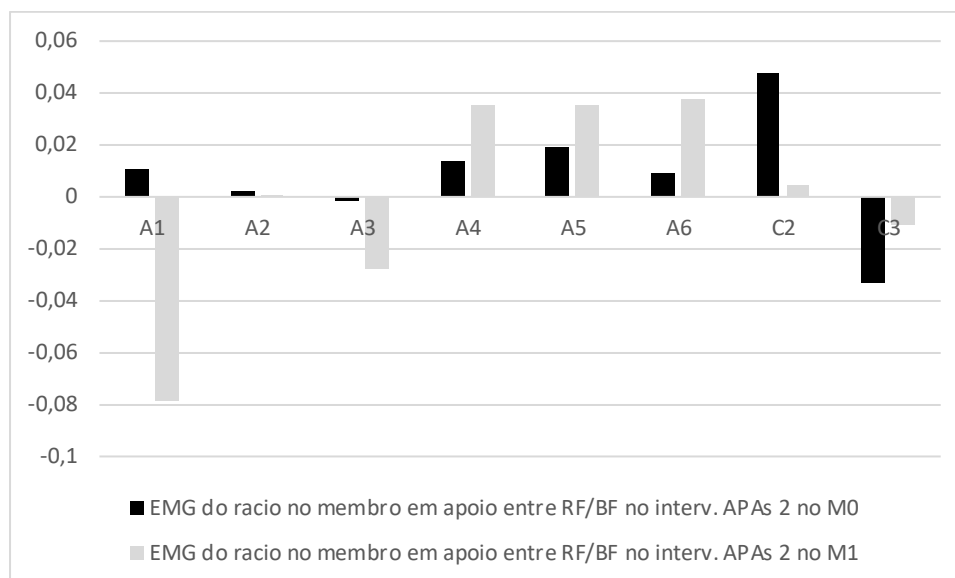


Figura 21 – Representação gráfica do rácio RF/BF no membro em apoio no intervalo dos APA 2 no M0 e M1

A análise não paramétrica (quadro 9), não revelou diferenças estatisticamente significativas entre grupos ou dentro do próprio grupo.

Quadro 9 – Valores do rácio RF/BF no membro em apoio no intervalo dos APA 2 em M0 e M1

	Rácio RF/BF no membro em apoio no interv. APA 2 em M0	Rácio RF/BF no membro em apoio no interv. APA 2 em M1	Wilcoxon test (valor de p)
A1	0,0104	-0,0784	
A2	0,0022	0,0005	
A3	-0,0017	-0,0281	
A4	0,0135	0,0356	
A5	0,0195	0,0355	
A6	0,0090	0,0376	
Mediana (P <sub>25</sub> ; P <sub>75</sub> )	0,006 (-0,0017; 0,0135)	0,022 (0,0005; 0,0356)	0,3454
C2	0,0476	0,0047	
C3	-0,0329	-0,0109	
Mediana (P <sub>25</sub> ; P <sub>75</sub> )	0,0074 (-0,0329; 0,0476)	-0,0031 (-0,0109; 0,0047)	0,6547
Mann-Whitney test (valor de p)	1,000	0,317	

#### 5.4.2) Análise dos dois intervalos dos Ajustes Posturais Antecipatórios no mesmo momento de avaliação

Passemos agora a uma análise dos diferentes intervalos no mesmo momento de avaliação (M0 ou M1).

Na figura 22, podemos ver que a avaliação do rácio TA/SO mostra que 5 em 6 atletas no intervalo dos APA 1 têm maior atividade do TA. Há exceção do individuo A3, que tem mais atividade do SO. Podemos ainda inferir, que 4 em 6 atletas têm maior atividade do TA no primeiro intervalo comparativamente ao segundo intervalo (APA 2).

Se efetuarmos a correlação entre as variáveis obtemos um valor de  $r=0,8495$  que nos diz que se trata de uma correlação forte, que se reflete no gráfico da figura 22.

No grupo dos controlos há a referir a maior atividade do SO, pois apresentam valores negativos em ambas as fases.

Relativamente às diplegias, podemos ver que tanto a diplegia em que o individuo é atleta ou na diplegia em que não é atleta têm maior atividade do TA. Esta atividade intensifica-se do intervalo dos APA 1 para o intervalo dos APA 2.

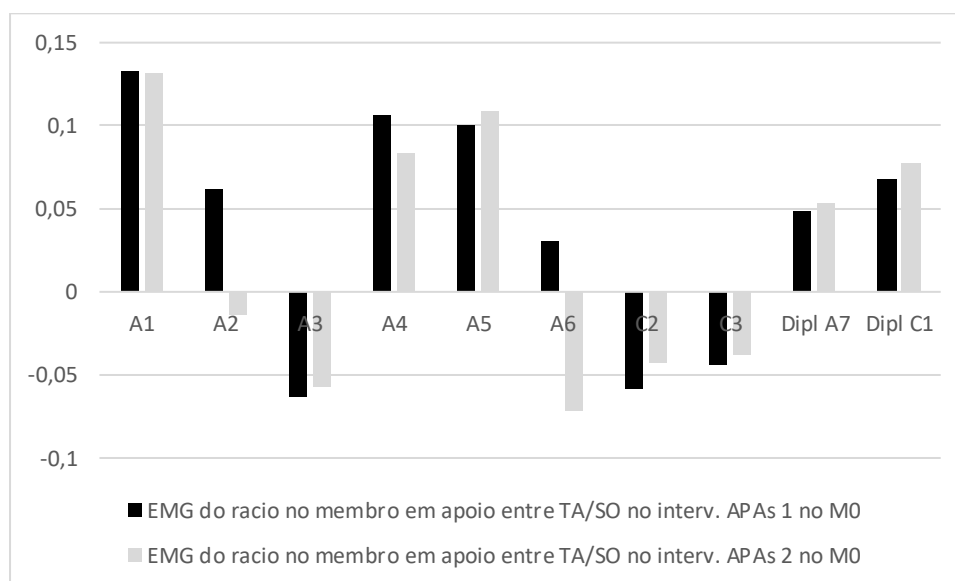


Figura 22 – Representação gráfica do rácio TA/SO no membro em apoio no intervalo dos APA 1 e no intervalo dos APA 2 no M0

Analisando agora a figura 23, mas no segundo momento de avaliação podemos dizer que no intervalo dos APA 1, há uma diminuição da atividade do TA até ao início do movimento, que ocorre algures no meio do intervalo dos APA 2. O individuo A6 é uma exceção dentro do grupo dos atletas, pois inverteu a ativação do TA pela do SO. No segundo intervalo, temos uma baixa da atividade do TA em 5 dos 6 atletas

Quanto aos controlos (não atletas), o C2 aumenta a atividade do TA de um intervalo para o outro e o C3 tem o comportamento contrário.

Relativamente à correlação, obtemos um valor de  $r=0,5868$ , o que nos diz que é uma correlação positiva moderada.

Podemos ainda acrescentar a comparação das diplegias, em que vemos que no segundo momento de avaliação o individuo atleta (Dipl A1) tem maior atividade do SO e o individuo não-atleta continua com a maior atividade do TA. Sendo que no individuo Dipl C1 a sua atividade aumenta de um intervalo para o outro, em quanto que no Dipl A1 esta diminui.

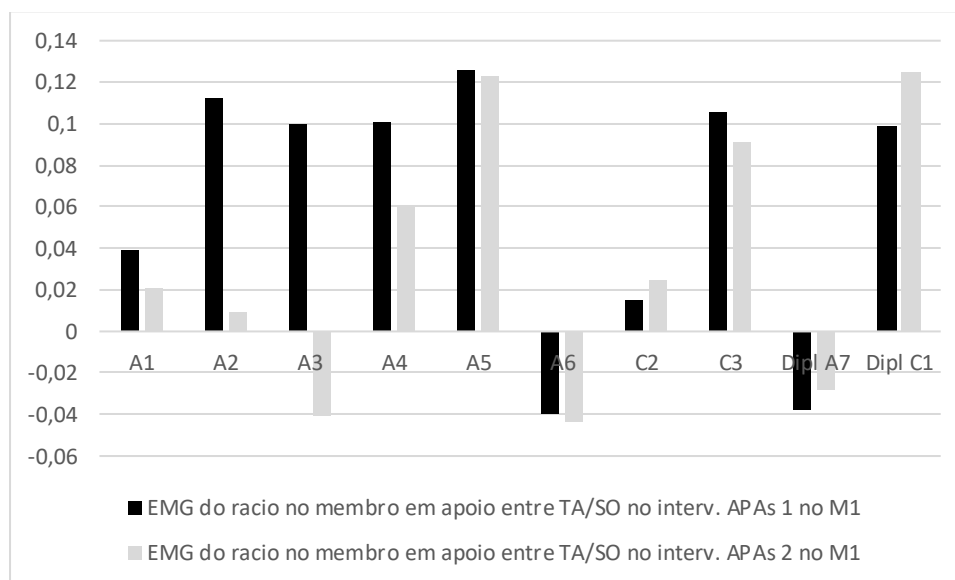


Figura 23 – Representação gráfica do rácio TA/SO no membro em apoio no intervalo dos APA 1 e no intervalo dos APA 2 no M0



Passando agora à análise do rácio RF/BF na figura 24, verifica-se que no primeiro momento de avaliação (M0) do intervalo dos APA 1 para o intervalo dos APA 2, 4 dos 6 indivíduos diminuíram a ativação do RF. Há exceção do indivíduo A5 que aumentou a sua atividade. O sujeito A3 que tem maior ativação do BF, diminui a sua atividade do primeiro para o segundo intervalo dos APA. Quanto ao grupo dos controlos, o C2 aumento a atividade do RF e o C3 aumentou a atividade do BF.

Nos indivíduos diplégicos, podemos ver que tanto no atleta como não atleta no intervalo dos APA 1 temos maior atividade do RF, que se intensifica no indivíduo não atleta (Dipl C1), enquanto no indivíduo atleta (Dipl A1) se inverte, passando a ter uma ligeira atividade do BF.

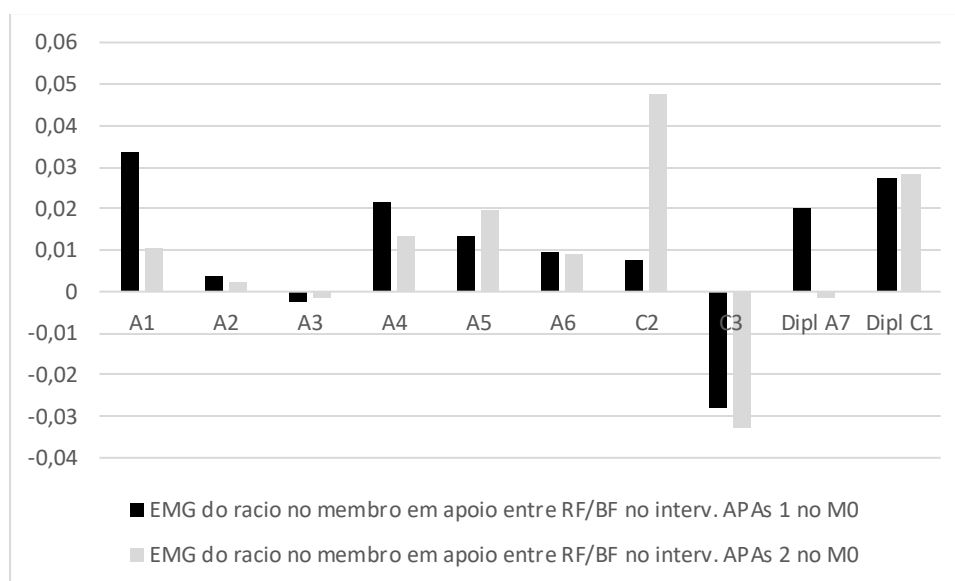


Figura 24 – Representação gráfica do rácio RF/BF no membro em apoio no intervalo dos APA 1 e APA 2 no M0

Analisando os dois intervalos dos APA, mas no segundo momento de recolha de dados (M1) 5 em 6 indivíduos diminuíram a intensidade de ativação do músculo mais ativo (figura 25). Ou seja, o indivíduo A1, passou a recrutar menos BF, o indivíduo A3 passou a recrutar RF no M1 no intervalo dos APA 1, no intervalo dos APA 2 passou a usar mais BF e os indivíduos A2, A5 e A6

passaram a ter menos atividade do RF. Há exceção do A4 que aumentou a ativação do RF.

Quanto ao grupo dos controlos, C2 diminui a sua atividade de um intervalo para o outro (ao contrário do que acontece na figura 24) e o C3 nos APA 1 passou a usar RF, mas inverte para BF no segundo intervalo (APA 2).

Relativamente às diplegias, no segundo momento de avaliação ambas têm mais atividade do RF. Contudo, no segundo intervalo dos APA, no caso do indivíduo diplégico atleta mantém-se o RF mas a sua intensidade diminui, e no caso do indivíduo controlo (Dipl C1), a atividade fica quase nula, o que quer dizer que não há diferenças entre a atividade do RF e do BF.

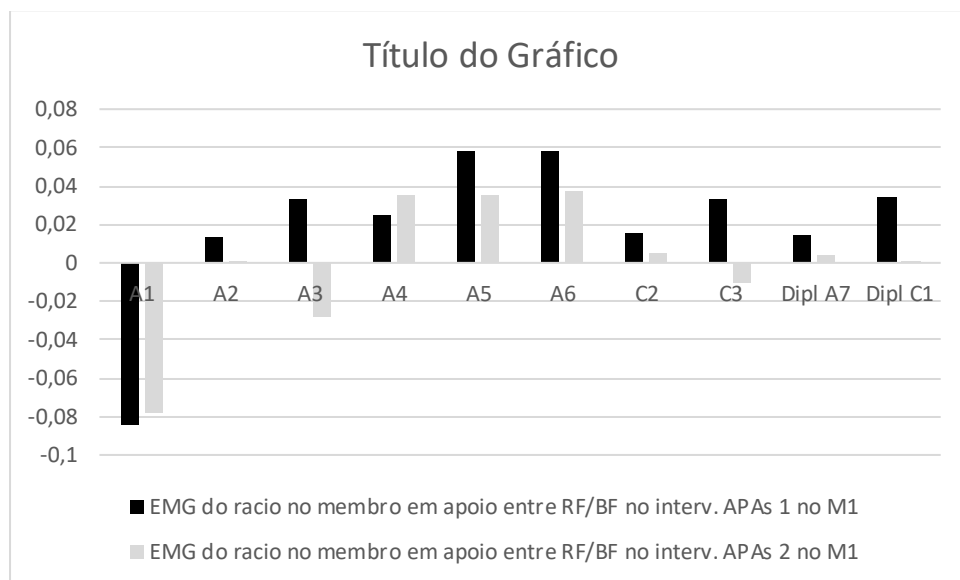


Figura 25 – Representação gráfica do rácio RF/BF no membro em apoio no intervalo dos APA 1 e APA 2 no M1

### 5.5) Correlação dos Rácios da Eletromiografia com o deslocamento no Centro de Pressão médio-lateral e ântero-posterior

No intervalo dos APA 1, no deslocamento do  $CoP_m$  num período de 4 meses ( $M = \text{para } M1$ ), o TA passou de uma correlação moderada positiva ( $r = 0,3995$ ) para uma correlação moderada negativa ( $r = -0,4105$ ). No caso do SO, houve um aumento no sentido negativo, passando de uma correlação fraca

negativa ( $r = -0,2774$ ) para uma correlação moderada negativa ( $r = -0,6679$ ). Quanto ao BF, passou de uma correlação moderada negativa ( $r = -0,4554$ ) para uma correlação positiva fraca ( $r = 0,0272$ ). O RF, aumentou a sua correlação negativa, passando de fraca ( $r = -0,2605$ ) para moderada ( $r = -0,3536$ ).

Agora na componente do deslocamento do  $CoP_{ap}$ , no intervalo dos APA 1, o TA passou de uma correlação positiva fraca ( $r = 0,2068$ ) para uma negativa moderada ( $r = -0,7238$ ). O SO aumentou a sua correlação negativa de moderada ( $r = -0,4359$ ) para forte ( $-0,8731$ ). Relativamente ao BF, este passou de uma correlação moderada positiva ( $r = 0,7056$ ) para fraca negativa ( $r = -0,0881$ ). Por fim o RF, manteve um valor de correlação moderada negativa muito semelhante nos dois momentos de avaliação (cerca de  $-0,5$ ).

Apresentam-se agora os resultados para os dois  $CoPs$ , mas para o intervalo dos APA 2. Começado pelo  $CoP_{ml}$ , o TA passa de uma correlação fraca negativa ( $r = -0,2157$ ) para uma correlação moderada positiva ( $r = 0,3949$ ). O SO, tem um comportamento idêntico, passando de uma correlação, também ela, fraca negativa ( $r = -0,3325$ ) para uma correlação moderada positiva ( $r = 0,5942$ ). Já o BF, tem um comportamento ao contrário, passando de uma correlação moderada negativa ( $r = -0,5121$ ) para uma correlação fraca negativa ( $r = -0,1702$ ). Quanto ao RF, passa de uma relação moderada negativa ( $r = -0,3668$ ) para uma correlação moderada positiva ( $0,6284$ ).

Terminando a análise com o  $CoP_{ap}$ , no intervalo dos APA 2, podemos dizer que, o TA diminuiu a sua correlação passando de moderada negativa ( $r = -0,6187$ ) para fraca positiva ( $r = 0,1185$ ). No caso do SO, este seguiu a mesma tendência, indo de uma correlação moderada negativa ( $r = -0,4911$ ) para uma relação quase nula ( $r = 0,0020$ ). O BF, manteve uma relação fraca, mudando apenas de uma relação negativa ( $r = -0,2873$ ) para positiva quase nula ( $r = 0,0198$ ). Por fim o RF, passou de um valor moderado negativo ( $r = -0,3935$ ) para uma relação fraca positiva ( $r = 0,1536$ ).



## **6. Discussão de Resultados**

---



Embora o tamanho amostral não tenha sido o desejável, foi possível estabelecer ligação com os objetivos específicos. Respeitando a ordem dos mesmos, podemos dizer no que diz respeito às correlações das forças exercidas no solo, foram encontradas correlações moderadas a fortes entre a  $F_{ml}$  e  $F_{ap}$ . Quanto ao segundo objetivo, para responder às diferenças nas respostas posturais nos intervalos dos APA, utilizamos a relação dos deslocamentos do CoP com os diferentes músculos em estudo. Sendo que podemos afirmar, no geral, que se obtiveram correlações moderadas a forte entre a  $F_{ml}$  e  $F_{ap}$ . Sobre o objetivo, que corresponde, às diferenças na atividade muscular, obtivemos diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ) no rácio do TA/SO, no momento zero, entre o grupo dos atletas com os não atletas, sendo este maior nos atletas. Assim como encontramos diferenças significativas entre os dois momentos de avaliação (num espaço de tempo de 4 meses), no rácio RF/BF no grupo dos atletas.

Podendo desde já afirmar que, de facto, a atividade física interfere de alguma forma nas respostas posturais e na atividade muscular em indivíduos atletas.

Falando agora dos resultados referentes ao primeiro objetivo. Foram identificados 3 indivíduos (A1, A3 e A6) que apresentavam valores superiores nas forças de reação no solo, comparativamente com restantes e estes tinham uma pequena diferença, que era o facto de selecionarem o membro lesado como membro de apoio. O que nos leva a concluir, que esta diferença pode ter interferido nalguns resultados, já que uns e outros têm lados afetados diferentes.

Tentando, então, abordar estas diferenças de lateralidade começando pelo estudo de Broca (1865), que foi o primeiro a chamar a atenção e a usar o termo lateralidade. O autor alegou que as funções dos hemisférios direito e esquerdo são diferentes. Estabelecendo que o hemisfério esquerdo é especializado para o controlo preciso de ações motoras finas em ambos os membros superiores, enquanto o hemisfério direito está relacionado com a capacidade bilateral somatossensorial espacial, expressão emocional, e as funções motoras. Sharma et al. (2015) defendem no seu estudo que utentes que

têm o lado direito afetado e que fazem o apoio sobre o seu lado esquerdo têm uma melhor estabilidade no início da marcha e uma melhor otimização funcional. Contudo, isso não se verifica no nosso estudo, porque os indivíduos hemiplégicos avançam com o seu lado não afetado (lado dominante). Talvez isto aconteça, porque se tratam de atletas de futebol em que têm a necessidade de chutar ou rematar com o seu lado bom para serem mais eficazes, fazendo o seu apoio sobre o lado hemi.

Estudos mais recentes em indivíduos saudáveis relatam uma assimetria das forças de reação do solo, entre membros inferiores, provam uma maior dominância num dos membros, fazendo mais carga no membro não dominante (Sadeghi et al., 2000). Verificando-se a mesma situação no nosso estudo.

Sharma et al. (2015) realizaram um estudo em utentes com Acidente Vascular Cerebral (AVC's) e mostraram como resultado que o hemicorpo direito afetado tinha maiores forças laterais do que no membro não lesado, hemicorpo esquerdo. Pela primeira vez foi verificado que as forças de reação no solo laterais que atuam nos membros inferiores no membro lesado e não lesado durante o início da marcha são dependentes do hemisfério cerebral que está afetado.

Sendo que o seu estudo foi realizado em indivíduos com AVC's onde o quadro motor é a hemiplegia (um dos lados do hemicorpo afetado) podemos fazer uma ponte de ligação para o nosso projeto, pois os indivíduos em estudo apresentam o mesmo quadro motor, a única variação neste caso é a patologia (PC).

O estudo de Sharma et al. (2015) revela que as forças de reação do solo (FRS) laterais são dependentes do lado da lesão, justificando que é provável que um mecanismo neural coordene este fenómeno através dos feixes cortico-espinhal ou reticulo-espinhal contra lateral ou ipsilateral dos músculos responsáveis por gerar as forças médio-laterais durante o início da marcha. Os músculos do tronco, também têm a sua importância no início da marcha como foi mostrado por Ceccato et al. (2009). Estes autores mostraram que, imediatamente antes do apoio simples unipodal, o tronco se deve mover



lateralmente para o membro em apoio, e o movimento correspondente do CM deve ser conduzido por uma FRS mais lateral e anterior. Mitchell et al. (1995) e van Wegen et al. (2001), no que diz respeito às forças médio-laterais e ântero-posteriores, defendem nos seus estudos que durante a marcha e relativamente à na perna de apoio, quanto menor a  $F_{ap}$ , maior a oscilação médio-lateral. Isto acontece, segundo os autores, como forma de compensação do défice de amplitude no sentido ântero-posterior. Verificamos este facto no nosso estudo através das correlações entre a  $F_{ap}$  e  $F_{ml}$ , onde estas mostraram haver uma relação entre moderada a forte negativa nos dois momentos de avaliação, querendo dizer que quando aumenta a  $F_{ml}$  a  $F_{ap}$  diminui.

Stackhouse et al. (2007) concluíram no seu estudo que crianças com hemiplegia demonstraram uma tendência a colocar mais peso sobre o membro inferior afetado, que foi, precisamente, o que aconteceu no nosso estudo em indivíduos com idade superior aos 18 anos, reproduzindo-se numa maior intensidade da  $F_{vt}$ , no início da transferência de peso. Esta força vertical tem relação com a atividade do TA. Segundo Chang et al. (2010), quando um indivíduo sem patologia efetua um semi-passo voluntário para a frente, o TA ativa, e a força de reação do solo vertical ( $F_{vt}$ ) no membro em apoio aumenta momentaneamente antes de iniciar o movimento no membro oscilante.

No nosso estudo, como podemos verificar no membro de apoio há uma atividade muscular superior do músculo TA no intervalo dos APA, comparativamente ao seu antagonista, o SO, no primeiro momento de recolha de dados (M0). Isto pode ser explicado pela disfunção do sistema ventro-medial que é responsável pelo CP e pela marcha. Esta disfunção, resulta mais especificamente no sistema reticulo-espinal pontino (responsável pela manutenção da postura nos músculos extensores do membro inferiores) (Augusta Silva et al., 2012). Possivelmente, por isso, obtivemos resultados estatisticamente significativos que nos remetem para uma diferença entre o grupo dos atletas e o grupo controlo. Contudo, não podemos deixar de referir que temos 2 indivíduos (A2 e A3) atletas que não refletem esta realidade tendo maior atividade no SO.

No modelo de Massion (1992), o início do movimento é adiado até que os APA sejam executados para garantir a manutenção de um equilíbrio dinâmico durante o movimento do semi-passo. Dado que os seres humanos usam uma postura bípede, o avanço da perna oscilante é impossível sem a preparação postural da perna de apoio.

Aquando da análise do movimento deparamo-nos com um comportamento curioso, mas expectável da FRS vertical dos dois membros coincidente com a transferência de peso de um membro para o outro. Antes dos APA há o intervalo denominado por EPA, que mais facilmente são perceptíveis em caso de patologia, porque o tempo de apoio é mais prolongado quando comparado com indivíduos sem patologia. Sendo assim, a redescoberta recente dos EPA (Krishnan, Latash, et al., 2012), vai de encontro ao nosso estudo, demonstrando que antes do intervalo dos APA há uma primeira perturbação, designada por EPA, que se inicia quando se dá o início da transferência de peso.

Até agora, os EPA e APA foram reportados apenas separadamente, em diferentes tarefas (Belenkiy et al., 1967; Lepers & Breniere, 1995; Wang et al., 2006). Demonstrá-los como uma sequência foi importante, porque isso apoiou a ideia de dois componentes de preparação postural distintos, em vez de um único componente.

O intervalo dos EPA está definido entre -500 a -400ms antes do impacto do intervalo dos APA 1 (-250 a -100ms antes do início do movimento) (Krishnan, Latash, et al., 2012). No nosso estudo ambos os intervalos podem ser observados como uma sequência na mesma pessoa e em todos os indivíduos (figura 7), tal como no estudo de Krishnan, Latash, et al. (2012), em que sugerem que os ajustes posturais precoces (EPA) e os APA são dois fenómenos diferentes. De facto, observamos ambos os EPA e APA como uma sequência de eventos na mesma pessoa que ocorrem cerca de -500ms e cerca de -250ms antes do impacto, respetivamente. Assim, os EPA e APA são dois aspetos distintos de preparação postural à perturbação futura. Onde se tivéssemos analisado quantitativamente o intervalo dos EPA, teríamos que mover a *baseline*

para -1000ms a -850ms, o que implicaria que todos os resultados até agora, possivelmente, também mudassem.

Os EPA ajustam a postura de tal forma que os efeitos mecânicos numa perturbação esperada ou previsível, em equilíbrio são minimizados. Daí fazer representar-se pelo início de uma curva em “espelho” simétrica, que sucede com o início da transferência de peso, como se pode observar na figura 7 no capítulo da descrição da metodologia.

Podemos afirmar que no nosso estudo é evidente que a prática desportiva causa modificação, mais especificamente no intervalo dos APA 1, refletindo-se mais na musculatura mais proximal, que neste caso corresponde ao sinal EMG do Reto-Femoral (RF) e Bíceps Femoral (BF). Verificamos que no grupo dos atletas há diferenças significativas do primeiro momento de avaliação (M0) para o segundo (M1) no rácio da atividade destes músculos.

Resultando, assim, num aumento da ativação do RF do primeiro para o segundo momento de avaliação, com exceção do indivíduo A1 que passou a ativar mais a musculatura posterior (BF). É de referir que este sujeito é o único em que a sua posição em campo é jogar na lateral, podendo influenciar nos resultados.

A falta da co-contração muscular influencia a extensão inadequada dos joelhos durante a fase de apoio, de modo a promover a estabilidade articular, que neste caso não é assegurada pela contração adequada (Adam & Vítor, 1998). Podemos deduzir a partir do nosso estudo que a atividade física prolongada no tempo influencia a co-contração, pois houve mudanças no rácio do RF/BF após os 4 meses, dentro do grupo dos atletas.

Durante a fase oscilante os recetores aferentes musculares são inibidos pré-sinápticamente, pelo gerador de impulsos dos músculos extensores (MacKay, 1997). O que pelos resultados que obtivemos isto não acontecia, porque quase não se realizava uma ativação da musculatura posterior do joelho o que limitava o controlo do mesmo durante a passagem da fase de apoio para a oscilante.

Winters et al. (1987) através do seu estudo, obtiveram quadro padrões de marcha, descrevendo-os, baseados na avaliação de indivíduos portadores de PC do tipo hemiparesia espástica através de análise cinemática do plano sagital. O que de certa forma, pode justificar o facto, de no nosso estudo não termos encontrado um padrão dentro dos atletas, mesmo contando com a diplegia. Pois há uma heterogeneidade na patologia, independentemente do lado da lesão. Fazendo de cada individuo com PC, ainda mais único.

Quanto ao grupo controlo, não foram obtidos resultados estatisticamente significativos dentro do grupo, porque dentro do mesmo grupo estes eram variáveis, para além do facto de serem apenas dois sujeitos.

## **7. Conclusão**

---



Neste capítulo apresenta-se as principais conclusões de acordo com as hipóteses de trabalho.

Os resultados evidenciaram que todos os indivíduos foram capazes de gerar APA, onde houve maior predominância na musculatura distal, mais concretamente a nível do músculo TA. Esta evidência foi estatisticamente significativa entre grupos, no rácio TA/SO no momento M0. O que valida a nossa hipótese 1.

Quanto há hipótese 2, podemos afirmar que o exercício físico provoca diferenças na ativação da musculatura dos membros inferiores, o que foi evidente, mais especificamente, na musculatura proximal, em que as diferenças no rácio RF/BF foram estatisticamente significativas após 4 meses.

Para a hipótese 3, haver diferenças entre os próprios indivíduos, está evidenciada pelo facto de não haver um padrão comum entre atletas, havendo sempre 2 ou 3 indivíduos que fugiam da norma, quer no intervalo dos APA, quer nas FRS.

Quanto à nossa última hipótese, H4, sobre as correlações entre as FRS e CoP entre os indivíduos em estudo, podemos dizer que de uma forma geral a  $F_{ml}$  e  $F_{ap}$  correlacionam-se de uma forma significativa, tal como a relação dos CoP. Em ambas as análises as correlações apresentaram valores entre moderado a forte.

De uma forma geral, podemos afirmar que houve modificação dos diversos parâmetros analisados nos indivíduos atletas. Ou seja, atingimos em parte o nosso objetivo principal, que era demonstrar que a atividade física causa alterações posturais nos indivíduos com patologia praticantes de desporto. Podemos ainda observar uma diversidade entre os próprios atletas, talvez pelas diferentes classes classificativas no futebol, talvez pela sua posição em campo, ou talvez pelo simples facto de terem lateralidades no que toca a lesão diferentes.

### 7.1) Limitações e sugestões

Contudo, o estudo apresenta algumas limitações, tais como, o facto de ser uma amostra pequena em ambos os grupos, pois houve uma dificuldade grande em encontrar indivíduos sedentários hemiplégicos. O facto de ser uma amostra que contém indivíduos só do sexo masculino, também é uma desvantagem. Em futuros estudos, deveria ser tido em conta o cuidado de seleccionar um terceiro grupo, com indivíduos saudáveis para se poder avaliar a diferença entre indivíduos ditos normais e com patologia, mesmo sendo no âmbito do desporto.

A juntar a todas estas limitações, também está a dificuldade de não serem numerosos os estudos no tema em questão, limitando assim o suporte bibliográfico, na patologia da Paralisia Cerebral e na área desportiva.

Uma outra questão para futuras investigações seria a questão do intervalo dos EPA, perceber se estes mudam não só em termos de atividade muscular, mas de *timing* antecipatório (verificar que aproxima de T0 ou afasta com a prática desportiva).



## **8. Bibliografia**

---



- Accardo, P. J. (1982). Freud on diplegia: Commentary and translation. *American Journal of Diseases of Children*, 136, 452-456.
- Adam, R., & Vitor, M. (1998). *Neurologia* (Vol. 6º). Chile: McGraw-Hill Intramericana.
- Andrada, M. G. (2003). Paralisia Cerebral Etiopatogenia/Diagnóstico/Intervenção. *Arquivos de Fisiatria*, 37, 5-16.
- Aruin, A. S., Forrest, W. R., & Latash, M. L. (1998). Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 109(4), 350-359.
- Aruin, A. S., & Latash, M. L. (1996). Anticipatory postural adjustments during self-initiated perturbations of different magnitude triggered by a standard motor action *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 101, 497-503.
- Aruin, A. S., & Shiratori, T. (2004). The effect of the amplitude of motor action on anticipatory postural adjustments. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14, 455-462.
- Basmajian, J. V., & De Luca, C. J. (1985). *Muscles alive: their functions revealed by electromyography* (5 ed.). Baltimore: MD: Williams and Wilkins.
- Bateni, H., Zecevic, A., McIlroy, W. E., & Maki, B. E. (2004). Resolving conflicts in task demands during balance recovery: does holding an object inhibit compensatory grasping? *Exp. Brain Res. Exp. Hirnforsch*, 157(1), 49-58.
- Beckung, E., Steffenburg, U., & Uvebrant, P. (1997). Motor and sensory dysfunctions in children with mental retardation and epilepsy. *Seizure*, 6(1), 43-50.
- Belenkiy, V., Gurfinkel, V., & Pal'tsev, Y. (1967). Elements of control of voluntary movements. *Biofizika*, 10, 135-141.
- Béraud, P., & Gahéry, Y. (1995). Relationships between the force of voluntary leg movements and the associated postural adjustments. *Neurosci. Lett.*, 194, 177-180.
- Berger, W., Altenmüller, E., & Dietz, V. (1984). Normal and impaired development in children's gait. *Human Neurobiology*, 34, 163-170.

- Bertucco, M., Cesari, P., & Latash, M. L. (2013). Fitts' Law in Early Postural Adjustments. *Neuroscience Letters*, 231, 61-69.
- Billot, M., Simoneau, E., Hoecke, J. V., & Martin, A. (2010). Coactivation at the ankle joint is not sufficient to estimate agonist and antagonist mechanical contribution. *Muscle & Nerve*, 41(4), 511-518.
- Bobath, K. (1994). *Uma base neurofisiológica para o tratamento da Paralisia Cerebral* (2ª ed.). São Paulo: Editora Manole.
- Broca, P. (1865). Sur le siège de la faculté du langage articulé. *Bulletins et Mémoires de la Société d'Anthropologie de Paris*, 6(1), 377-393.
- Burleigh, A., & Horak, F. (1996). Influence of instruction, prediction, and afferent sensory information on the postural organization of step initiation. *Journal Neurophysiol*, 75(4), 1619-1628.
- Burns, Y. R., & MacDonalds, J. (1999). *Fisioterapia e crescimento na infância* (1ª ed.). São Paulo: Editora Santos.
- Burtner, P. A., Qualls, C., & Woollacott, M. H. (1998). Muscle activation characteristics of stance balance control in children with spastic cerebral palsy. *Gait and Posture*, 8, 163-174.
- Cappello, A., Lenzi, D., & Chiari, L. (2004). Periodical in-situ re-calibration of force platforms: a new method for the robust estimation of the calibration matrix. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42(3), 350-355.
- Carlberg, E. B., & Hadders-Algra, M. (2005). Postural dysfunction in children with cerebral palsy: Some implications for therapeutic guidance. *Neural Plasticity*, 12, 221-228.
- Carvalho, R., Vasconcelos, O., Gonçalves, P., Conceição, F., & Vilas-Boas, J. P. (2010). The Effects of Physical Activity in the Anticipatory Postural Adjustments in Elderly People. *Motor Control*, 14, 371-379.
- Caspersen, C. J., Powell, K. E., & Christenson, G. (1985). Physical activity, exercise and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Reports*, 100(2), 126-131.
- Ceccato, J.-C., de Sèze, M., Azevedo, C., & Cazalets, J.-R. (2009). Comparison of Trunk Activity during Gait Initiation and Walking in Humans. *PLoS ONE*, 4(12), e8193.

- Chang, W.-H., Tang, P.-F., Wang, Y.-H., Lin, K.-H., Chiu, M.-J., & Chen, S.-H. A. (2010). Role of the premotor cortex in leg selection and anticipatory postural adjustments associated with a rapid stepping task in patients with stroke. *Gait and Posture*, 32, 487-493.
- Chen, J., & Woollacott, M. H. (2007). Lower extremity kinetics for balance control in children with cerebral palsy. *Journal of Motor Behavior*, 39, 306-316.
- Colver, A., Fairhurst, C., & Pharoah, P. O. D. (2014). Cerebral palsy. *Seminars*, 383, 1240–1249.
- Correia, P. P., Santos, P. M.-H., & Veloso, A. (1993). *Electromiografia: Fundamentação Fisiológica, Métodos de Recolha e Processamento, Aplicações Cinesiológicas* (Vol. 1): Lisboa: Edições FMH.
- CPIRSA. (2009). Excerpt from the CPIRSA Sports Manual. 10(Section A).
- CPIRSA. (2011). Cerebral Palsy International Sports and Recreation Association Consult. 09-07-2015, disponível em <http://cpisra.org/main/>
- CPIRSA. (2014). Rules & Regulations for CPIRSA Sanctioned Tournaments and Amendments to the FIFA Laws of the Game. *CPIRSA 7-a-side Football Rules & Regulation*, n.d.
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics *Journal of applied biomechanics*, 13, 135-163.
- Donker, S. F., Ladebt, A., Roerdink, M., Savelsbergh, G. J. P., & Beek, P. J. (2008). Children with cerebral palsy exhibit greater and more postural sway than typically developing children. *Experimental Brain Research*, 184, 363-370.
- Duarte, M., & Freitas, S. M. S. F. (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 14(3), 183-192.
- Ferdjallah, M., Harris, G. F., Smith, P., & Wertsch, J. J. (2002). Analysis of postural control synergies during quiet standing in health children and children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 17, 203-210.
- Forgas, J. P. B., Gordon H. (1987). Mood effects on person-perception judgments. *Journal of Personality and Social Psychology*, 53(1), 53-60.

- Gace, J. R. (1993). Gait analysis – an essential tool in the treatment of cerebral palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 288, 126-134.
- Gaskin, C. J., & Morris, T. (2008). Physical Activity, Health-Related Quality of Life, and Psychosocial Functioning of Adults With Cerebral Palsy. *Journal of Physical Activity and Health*, 5, 146-157.
- Girolami, G. L., Shiratori, T., & Aruin, A. S. (2011). Anticipatory postural adjustments in children with hemiplegia and diplegia. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, 988-997.
- Gurfinkel, V. S., & Levick, Y. S. (1991). *Perceptual and automatic aspects of the postural body scheme*. NY: Oxford University Press.
- H.J. Hermens, & Freriks, B. (n.d.). Seniam - Sensor Locations. Consult. 22-06-2015, 2015, disponível em <http://www.seniam.org/>
- Hodges, P. W., & Bui, B. H. (1996). A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 101(6), 511-519.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* 35(S2), ii7 - ii11.
- Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal Neurophysiol*, 55(6), 1369-1381.
- Jones, M. W., Morgan, E., Shelton, J. E., & Thorogood, C. (2007). Cerebral Palsy: Introduction and Diagnosis (Part I). *Journal of Pediatric Health Care*, 21(3), 146-152.
- Keawutan, P., Bell, K., Davies, P. S. W., & Boyd, R. N. (2014). Systematic review of the relationship between habitual physical activity and motor capacity in children with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 35, 1301-1309.
- Kloyiam, S., Breen, S., & Jakeman, P. (2011). Soccer-Specific Endurance and Running Economy in Soccer Players With Cerebral Palsy. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 28(4), 354-367.

- Krishnan, V., Aruin, A. S., & Latash, M. L. (2011). Two Stages and Three Components of the Postural Preparation to Action. *Exp. Brain. Res.*, 212(1), 47-63.
- Krishnan, V., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2012). Anticipatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis. *Neuroscience Letters*, 506, 256– 260.
- Krishnan, V., Latash, M. L., & Aruin, A. S. (2012). Early and Late Components of Feed-forward Postural Adjustments to Predictable Perturbations. *Clin Neurophysiol*, 123(5), 1016-1026.
- Kuban, K. C. K., & Leviton, A. (1994). Cerebral Palsy. *New Eng J Med*, 330, 188-195.
- Lamontagne, A., Malouin, F., Richards, C. L., & Dumas, F. (2002). Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait and Posture*, 15(3), 244-255.
- Lamontagne, A., Richardsa, C. L., & Malouina, F. (2000). Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(6), 407-415.
- Lepers, R., & Breniere, Y. (1995). The role of anticipatory postural adjustments and gravity in gait initiation. *Experimental brain research Experimentelle Hirnforschung*, 107, 118-124.
- Lockette, K., & Keyes, A. (1994). *Classification and exercises guidelines conditioning with physical disabilities*. Illinois.
- Lu, T.-W., & Chang, C.-F. (2012). Biomechanics of human movement and its clinical applications. *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 28, S13-S25.
- MacKay, W. A. (1997). *Neurofisiologia sem lágrimas* (Vol. 2º): Fundação Gulbenkian.
- Marques, A., Sarmiento, H., Martins, J., & Nunes, L. S. (2015). Prevalence of physical activity in European adults— Compliance with the World Health Organization's physical activity guidelines. *Preventive Medicine*, 81, 333-338.
- Massion, J. (1992). Movement, Posture and Equilibrium: Interaction and Coordination. *Progress in Neurobiology*, 38, 35-56.

- McIlroy, W. E., & Maki, B. E. (1993). Changes in early 'automatic' postural responses associated with the prior-planning and execution of a compensatory step. *Brain Res.*, 631(2), 203-211.
- Mille, M.-L., Johnson, M. E., Martinez, K. M., & Rogers, M. W. (2005). Age-dependent differences in lateral balance recovery through protective stepping. *Clinical Biomechanics*, 20, 607-616.
- Mitchell, S. L., Collins, J. J., De Luca, C. J., Burrows, A., & Lipsitz, L. A. (1995). Open-loop and closed-loop postural control mechanisms in Parkinson's disease: increased mediolateral activity during quiet standing. *Neuroscience Letters*, 197(2), 133-136.
- O'Shea, M. (2008). Cerebral Palsy. *Semin Perinatol*, 32, 35-41.
- Oliveira, D. C. S. d., Santos, P. A. M. d., Rezende, L. d., Silva, M. R. d., Lizardo, F. B., Sousa, G. d. C., Santos, L. A. d., Guimarães, É. A., & Chacur, E. P. (2012). Análise Eletromiográfica de Músculos do Membro Inferior em Exercícios Proprioceptivos Realizados com Olhos Abertos e Fechados. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 18(4), 261-266.
- Palisano, R., Rosenbaum, P., Bartlett, D., & Livingston, M. (2008). Content validity of the expanded and revised Gross Motor Function Classification System. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 50(10), 744-750.
- Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Russell, D., Wood, E., & Galuppi, B. (1997). Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 39, 214-223.
- Pavone, V., Testa, G., Restivo, D. A., LucaCannavò, Condorelli, G., Portinaro, N. M., & Sessa, G. (2016). Botulinum Toxin Treatment for Limb Spasticity in Childhood Cerebral Palsy. *Frontiers in Pharmacology*, 7(29), 1-6.
- Piyapa Keawutan, Kristie Bell, Peter S.W. Davies, & Boyd, R. N. (2014). Systematic review of the relationship between habitual physical activity and motor capacity in children with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 35, 1301–1309.
- Reddihough, D. S., & Collins, K. J. (2003). The epidemiology and causes of cerebral palsy. *Australian Journal of Physiotherapy*, 49, 7-12.



- Robaina-Castellanos, G. R., Riesgo-Rodríguez, S., & Robaina-Castellanos, M. S. (2007). Definición y clasificación de la parálisis cerebral: ¿un problema ya resuelto? *Revista de Neurología*, 45(2), 110-117.
- Roerdink, M., de Haart, M., Daffertshofer, A., Donker, S. F., Geurts, A. C., & Beek, P. J. (2006). Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. *Experimental Brain Research*, 174, 256-269.
- Roncesvalles, M. N., Woollacott, M. H., & Burtner, P. A. (2002). Neural factors underlying reduced postural adaptability in children with cerebral palsy. *Neuroreport*, 13, 2407-2410.
- Saavedra, S., Woollacott, M., & van Donkelaar, P. (2010). Head stability during quiet sitting in children with cerebral palsy. *Experimental Brain Research*, 201, 213-223.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F. o., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture*, 12, 34-45.
- Sankar, C., & Mundkur, N. (2005). Cerebral Palsy–Definition, Classification, Etiology and Early Diagnosis. *Indian Journal of Pediatrics*, 72(10), 865-868.
- Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2010a). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 388-397.
- Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2010b). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 398-405.
- Sharma, S., McMorland, A. J. C., & Stinear, J. W. (2015). Stance limb ground reaction forces in high functioning stroke and healthy subjects during gait initiation. *Clinical Biomechanics*, 30, 689-695.
- Shiratori, T., & Latash, M. L. (2001). Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects. *Clinical Neurophysiology*, 112, 1250-1265.

- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2010). *Controle Motor: Teoria e aplicações práticas* (3ª ed.). Rio de Janeiro: Editora Manole.
- Silva, A., Sousa, A. S., Tavares, J. M., Tinoco, A., Santos, R., & Sousa, F. (2012). Ankle Dynamic in Stroke Patients: Agonist vs. Antagonist Muscle Relations. *Somatosens Mot Res.*, 29(4), 111-116.
- Silva, A., Sousa, A. S. P., Tavares, J. M. R. S., Tinoco, A., Santos, R., & Sousa, F. (2012). Ankle dynamic in stroke patients: agonist vs. antagonist muscle relations. *Somatosens. Mot. Res.*, 29(4), 111-116.
- Smith, J. F. (2004). Cerebral Palsy: definition, description, causes, diagnoses, treatment, alternative treatment, prognosis and prevention. Consult. 06-07-2015, disponível em <http://chclibrary.org/micromed/00042030.html>
- Stackhouse, C., Shewokisa, P. A., Piercea, S. R., Smitha, B., McCarthy, J., & Tucker, C. (2007). Gait initiation in children with cerebral palsy. *Gait and Posture*, 26(2), 301-308.
- Sterzing, T., Frommhold, C., & Rosenbaum, D. (2016). In-shoe plantar pressure distribution and lower extremity muscle activity patterns of backward compared to forward running on a treadmill. *Gait and Posture*, 46, 135-141.
- Timmann, D., & Horak, F. B. (2001). Perturbed step initiation in cerebellar subjects: 2. Modification of anticipatory postural adjustments. *Exp. Brain. Res.*, 141, 110-120.
- van Wegen, E. E., van Emmerik, R. E., Wagenaar, R. C., & Ellis, T. (2001). Stability boundaries and lateral postural control in parkinson's disease. *Motor Control*, 5(3), 254-269.
- Verschuren, O., Wiaart, L., Hermans, D., & Ketelaar, M. (2012). Identification of Facilitators and Barriers to Physical Activity in Children and Adolescents with Cerebral Palsy. *The journal of pediatrics*, 161(3), 488-494.
- Vuillermea, N., Danionc, F., Forestierd, N., & Nougiera, V. (2002). Postural sway under muscle vibration and muscle fatigue in humans. *Neuroscience Letters*, 333, 131-135.

- Wang, Y., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2006). Muscle synergies involved in preparation to a step made under the self-paced and reaction time instructions. *Clin. Neurophysiol.*, 117, 41-56.
- Warburton, D. E. R., Murray, H., & Rhodes, R. E. (2009). Characteristics of Physical Activity Guidelines and their Effect on Adherence. *Sports Medicine*, 39(5), 355-375.
- Wely, L. V., Balemans, A. C. J., Becher, J. G., & Dallmeijer, A. J. (2014). Physical activity stimulation program for children with cerebral palsy did not improve physical activity: a randomised trial. *Journal of Physiotherapy*, 60, 40-49.
- Whittle, M. W. (1996). Clinical gait analysis: A review. *Human Movement Science*, 15, 369-387.
- WHO. (2010). Global Recommendations on Physical Activity for Health. Consult. 19-06-2016, 2016, disponível em [http://www.who.int/dietphysicalactivity/factsheet\\_adults/en/](http://www.who.int/dietphysicalactivity/factsheet_adults/en/)
- Winters, T. F., Gage, J. R., & Hicks, R. (1987). Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 69, 437-441.







## DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Conforme a lei 67/98 de 26 de outubro e a “Declaração de Helsínquia” da  
Associação Médica Mundial

(Helsínquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996,  
Edimburgo 2000; Washington 2002, Tóquio 2004, Seul 2008, Fortaleza 2013)

**Estudo:** Ajustes Posturais Antecipatórios em jogadores de futebol com Paralisia Cerebral

Eu, \_\_\_\_\_ abaixo-assinado

\_\_\_\_\_,  
compreendi a explicação que me foi fornecida acerca do meu caso e da investigação que se tenciona realizar, bem como do estudo em que serei incluído. Foi-me dada oportunidade de fazer as perguntas que julguei necessárias e de todas obtive resposta satisfatória.

Tomei conhecimento de que, de acordo com as recomendações da Declaração de Helsínquia, a informação ou explicação que me foi prestada versou os objetivos, os métodos, os benefícios previstos, os riscos potenciais e o eventual desconforto. Além disso, foi-me informado que tenho o direito de recusar a todo o tempo a minha participação no estudo, sem que isso possa ter como efeito qualquer prejuízo na assistência que me é prestada.

Por isso, consinto que me sejam aplicados os testes propostos pelo investigador/a.

Data

Assinatura do voluntário

\_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Assinatura do Investigador/a

\_\_\_\_\_